

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA E  
ELETRÔNICA**

Luíza Boldt Franco

**DESENVOLVIMENTO DE UM PROTÓTIPO PARA  
MEDIÇÃO DE CORPOS CETÔNICOS UTILIZANDO  
ARDUINO**

Florianópolis

2019

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor,  
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária da UFSC.

Franco, Luíza Boldt

Desenvolvimento de um protótipo para medição de  
corpos cetônicos utilizando Arduino / Luíza Boldt  
Franco ; orientador, Jefferson Luiz Brum Marques,  
2019.

102 p.

Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) -  
Universidade Federal de Santa Catarina, Centro  
Tecnológico, Graduação em Engenharia Elétrica,  
Florianópolis, 2019.

Inclui referências.

1. Engenharia Elétrica. 2. Protótipo. 3.  
Diabetes. 4. Corpos cetônicos. 5. Diagnóstico. I.  
Marques, Jefferson Luiz Brum. II. Universidade  
Federal de Santa Catarina. Graduação em Engenharia  
Elétrica. III. Título.

Luíza Boldt Franco

**DESENVOLVIMENTO DE UM PROTÓTIPO PARA MEDIÇÃO  
DE CORPOS CETÔNICOS UTILIZANDO ARDUINO**

Este Trabalho foi julgado adequado para obtenção do Título de Bacharel  
em Engenharia Elétrica e aprovado, em sua forma final, pela Banca  
Examinadora

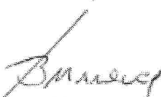
Florianópolis, 05 de fevereiro de 2019.



Prof. Jean Viane Leite, Dr.

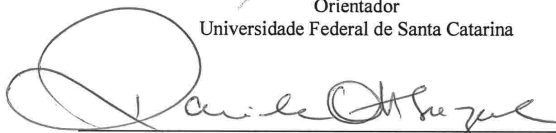
Coordenador do Curso de Graduação em Engenharia Elétrica

**Banca Examinadora:**

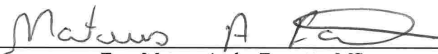


Prof. Jefferson Luiz Brum Marques, PhD  
Orientador

Universidade Federal de Santa Catarina



Profª. Daniela Ota Hisayasu Suzuki, Drª.  
Universidade Federal de Santa Catarina



Eng. Mateus Andre Favretto, MSc  
Universidade Federal de Santa Catarina



A minha família e meus amigos, sem eles  
eu nada seria.



## AGRADECIMENTOS

Primeiramente, a minha família, em especial aos meus pais, Luis Adriano e Alessandra, pelo amor incondicional e apoio ao longo dessa caminhada. As minhas irmãs, Júlia e Alice, por todo o apoio.

Ao Jorge de Almeida Bastos Junior, que me acompanhou em toda essa trajetória, sendo ouvinte, paciente e não me deixando desistir diante das adversidades impostas ao longo da graduação.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Jefferson L. B. Marques, por me apresentar este tema, disponibilidade e confiança.

A todos os professores e funcionários da Universidade Federal de Santa Catarina, por me auxiliarem nesta caminhada transmitindo conhecimento, disponibilizando tempo e por todos os outros serviços prestados.

A todos os meus amigos que me apoiaram durante toda a graduação e me incentivaram a realizar esse projeto, impedindo que obstáculos me fizessem desistir.

A banca avaliadora, Prof<sup>a</sup>. Daniela Ota Hisayasu Suzuki, Dr<sup>a</sup>. - EEL/UFSC e Eng. Mateus Andre Favretto, MSc - PPGEEL/UFSC, pelo tempo dedicado.





*"Lembre-se que as pessoas podem tirar tudo de você, menos o seu conhecimento.*

Albert Einstein



## RESUMO

O presente trabalho visa o desenvolvimento de um equipamento protótipo, portátil e não invasivo, para medição de corpos cetônicos. A ideia do projeto foi concebida com foco em um melhor controle e rápido diagnóstico de complicações do Diabetes que, segundo estudos, é hoje a quarta doença com maior índice de mortalidade no Brasil. A funcionalidade do protótipo se dá pela detecção da quantidade de cetona existente na respiração de um paciente possibilitando a verificação de seu índice de cetose. Na situação clínica denominada de Diabetes o corpo para de processar de forma eficiente a glicose devido a uma deficiência ou mesmo a interrupção da produção de insulina que é responsável pela transformação da glicose que está em nossa corrente sanguínea em energia, fazendo com que o corpo entre no processo de cetose, usando gordura como fonte de energia. A ineficiência ou ausência da insulina causa a hiperglicemia, favorecendo a lipólise, ocasionando o aumento da concentração de ácidos graxos no sangue. Esses ácidos são convertidos em acetil CoA, e estes por sua vez se ultrapassarem a capacidade de utilização hepática se convertem em corpos cetônicos. As cetonas são ácidos que se acumulados em excesso no sangue provocando a cetoacidose diabética que, em alguns casos, é usada como condição de diagnóstico inicial da Diabetes Mellitus por ser comum na Diabetes Tipo 1 e também ocorrer em pessoas com a Diabetes Tipo 2. A medição, atualmente, da cetoacidose se dá por teste de urina ou de sangue com o uso de tiras de teste sendo o ideal fazer esse teste sempre que a glicose no sangue estiver acima de 250 mg/dL. O protótipo desenvolvido usa, para entrada de informações, dois sensores, sendo um digital e outro analógico. O DHT11 é um sensor digital de umidade e temperatura e fornece temperatura em grau celsius e a umidade relativa em porcentual observando que a medida de umidade trabalha com um *range* de 20 a 90%UR com uma precisão de 5%UR e a temperatura tem um *range* de 0 a 50°C e uma precisão de  $\pm 2^\circ\text{C}$ . O sensor analógico é o TGS822 de detecção de gases orgânicos como etanol, acetona, monóxido de carbono e outros. Após soprar no bocal do equipamento, este, faz a leitura das informações obtidas pelos sensores, e através de um Arduino Uno que recebe ambos os dados, analógico e digital, processa em um código desenvolvido para realizar as transformações nos dados e, por fim, apresenta em um *display* de LCD, os dados lidos ao usuário. Caso o valor da cetona medido seja maior que 40mg/dL, uma

mensagem aparecerá na tela lembrando a pessoa de checar a sua glicose. Além disso, foi feita uma análise comparativa de precisão de medição entre o protótipo e os testes habituais para realização da validação dos valores medidos pelo sensor, usando-se de tiras para testes de urina para medição de 10 parâmetros, incluindo glicose e corpos cetônicos. Uma primeira medição foi feita ao ar, sem se soprar no medidor, para garantia de que a medição daria 0.00 mg/dL e após foram realizadas uma série de medições em níveis normais de cetona.

**Palavras-chave:** Protótipo. Diabetes. Cetose. Corpos cetônicos. Diagnóstico.

## ABSTRACT

The present work aims the development of a prototype, portable and non-invasive, for the gauging of ketone bodies. The idea of the project was designed focusing on a better control and faster diagnosis of Diabetes complications that, according to studies, is today the fourth disease with higher mortality rate in Brazil. The functionality of the prototype is given by the detection of the amount of acetone gas present in the respiration of a patient, allowing the verification of its ketosis index. The functionality of the prototype is given by detecting the amount of ketone present in a patient's breath enabling the verification of their ketosis index. In the clinical situation called Diabetes the body stops to efficiently process the glucose due to a deficiency or even the interruption of insulin production, which is responsible for the transformation of glucose that is in our bloodstream into energy causing the body to enter the ketosis process using fat as the energy source. The inefficiency or absence of insulin causes hyperglycemia, favoring lipolysis, causing an increase in the concentration of fatty acids in the blood. These acids are converted to acetyl CoA, and these, in turn, if they exceed the capacity of hepatic use, become ketone bodies. Ketones are acids that accumulate in excess in the blood causing diabetic ketoacidosis which is used as an initial diagnostic condition for Diabetes Mellitus because it is common in Type 1 Diabetes and also occurs in people with Type 2 Diabetes. The actual measurement of ketoacidosis is by urine or blood test with the use of test strips and it is ideal to do this test whenever the blood glucose is above 250 mg / dL. The prototype developed uses, for information input, two sensors, one being digital and the other analog. The DHT11 is a digital humidity and temperature sensor and provides temperature in degree celsius and relative humidity in percentage observing that the humidity measurement works with a range of 20 to 90 % RH with an accuracy of 5 % RH and the temperature has a range of 0 to 50°C with an accuracy of  $\pm 2^{\circ}\text{C}$ . The analog sensor is the TGS822 wich detects organic gases such as ethanol, acetone, carbon monoxide and others. After blowing the nozzle of the equipment, it reads the information obtained by the sensors and, through an Arduino Uno that receives both data, analog and digital, processes a code developed to carry out the transformations in the data and finally displays the data read to the user in an LCD display. If the measured ketone value is greater than 40 mg/dL, a message will appear on the screen reminding

the person to check its glucose. In addition, a comparative measurement accuracy analysis was performed between the prototype and the usual tests to carry out the validation of the values measured by the sensor, using strips for urine tests to measure 10 parameters, including glucose and ketone bodies. A first measurement was made in the air, without blowing on the meter, to ensure that the measurement would give 0.00 mg/dL, and therefore a series of measurements were taken at normal ketone levels.

**Keywords:** Prototype. Diabetes. Ketose. Ketone bodies. Diagnosis.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 Placa do Arduino UNO, onde do lado inferior direito temos as portas analógicas, do lado esquerdo temos as portas de alimentação (3,3V, 5V, <i>Input Voltage</i> e o GND) e na parte superior temos as 14 portas digitais, sendo as portas 3, 5, 6, 9, 10 e 11 as portas PWM também. ....	33
Figura 2 Exemplo de <i>shield</i> do Arduino, sendo este o <i>Bluetooth Shield HC-05</i> .....	33
Figura 3 Sensor de umidade e temperatura DHT11. Possui 4 terminais. sendo que apenas 3 são utilizados: Vcc, dados e GND.....	34
Figura 4 Sensor de gases orgânicos TGS822. É composto de SnO <sub>2</sub> sinterizado para formar um filme espesso na superfície de um tubo de cerâmica de alumina que contém um aquecedor interno com um encapsulamento de nylon 66. ....	35
Figura 5 Circuito básico do TGS822. Quando conectado como mostrado, a saída através da carga ( $V_{rl}$ ) aumenta à medida que a resistência do sensor ( $R_s$ ) diminui, dependendo da concentração do gás. ....	36
Figura 6 Gráfico retirado do <i>datasheet</i> contendo as características de sensibilidade do TGS822 para diversos gases. O eixo Y representa a relação de resistência do sensor. ....	36
Figura 7 Gráfico retirado do <i>datasheet</i> com as características de dependência do TGS822 a umidade e temperatura. O eixo Y representa a relação de resistência do sensor. ....	37
Figura 8 <i>Display</i> LCD 16x2 com módulo I2C integrado.....	39
Figura 9 Layout módulo I2C, onde em azul temos o potenciômetro para ajuste do contraste e do lado direito os pinos de Vcc, GND, SDA e SCL.....	40
Figura 10 Conexão do Arduino UNO com o LCD e o potenciômetro de 100k $\Omega$ para ajuste de contraste. ....	41
Figura 11 Mensagem utilizada para teste do LCD. ....	41
Figura 12 <i>Push button</i> utilizado para acionamento da medição da cetona.....	42
Figura 13 Esquema de funcionamento de um <i>push button</i> NOPB. ....	42
Figura 14 Conexão dos <i>push buttons</i> e <i>display</i> LCD com Arduino UNO.....	43

Figura 15 Mensagem apresentada para teste do funcionamento do <i>push button</i> .....	43
Figura 16 Conexão do DHT11 com o Arduino, LCD e <i>push button</i> .....	44
Figura 17 Mensagem apresentada no teste do DHT11 .....	45
Figura 18 Regulador de Tensão 7805 5 V, onde, da esquerda para a direita temos os pinos <i>input</i> , GND e <i>output</i> .....	45
Figura 19 Montagem final do projeto com todos os componentes utilizados.....	46
Figura 20 Gráfico com extrapolação para 10-50 ppm considerando que seguirá linearmente(CLARHOLM, 2013).....	48
Figura 21 Gráfico da regressão dos valores da Tabela 3. ....	50
Figura 22 Protótipo desenvolvido (esq.) e estrutura na qual será soprada contendo o DHT11 e o TGS822 (dir.).....	51
Figura 23 Tiras reagentes para teste de urina. Embalagem completa (esq.) e zoom na parte onde aparece as colorações para a medição de corpos cetônicos, primeira de baixo para cima (dir.)...	53
Figura 24 Escalas de medição das tiras reagentes de urina. ....	54
Figura 25 Zoom no <i>display</i> apresentando o resultado da medição de cetona no ar (cima). Imagem mostrando o <i>display</i> com o resultado e também sensores fora do invólucro (baixo).....	54
Figura 26 Medições referentes a Tabela 4. Valores medidos no protótipo (cima) e nas tiras reagentes (baixo). Os valores referentes a corpos cetônicos estão marcados pelas caixas vermelhas. As imagens seguem a ordem apresentada na Tabela 4. ....	56



## LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Conexões LCD 16X2 .....	40
Tabela 2	Valores retirados do gráfico de dependência de umidade e temperatura do TGS presente no <i>datasheet</i> .....	47
Tabela 3	Valores retirados do gráfico de sensibilidade do TGS...	49
Tabela 4	Medições do Protótipo x Tiras Reagentes.....	55



## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

DM	DIABETES MELLITUS .....	23
CAD	CETOACIDOSE DIABÉTICA.....	23
OMS	ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE .....	23
IDF	INTERNATIONAL DIABETES FEDERATION .....	23
ICTQ	INSTITUTO DE CIÊNCIA, TECNOLOGIA E QUALI- DADE .....	23
MS	MINISTÉRIO DA SAÚDE.....	24
SUS	SISTEMA ÚNICO DE SAÚDE .....	24
DMG	DIABETES MELLITUS GESTACIONAL.....	27
BISCI	BOMBA DE INFUSÃO SUBCUTÂNEA DE INSULINA	30
IDE	INTEGRATED DEVELOPMENT ENVIROMENT ....	33
I2C	INTER-INTEGRATED CIRCUIT .....	39
SDA	SERIAL DATA .....	39
SCL	SERIAL CLOCK .....	39
NOPB	NORMALLY OPEN PUSH BUTTON .....	42



## LISTA DE SÍMBOLOS

mEq/dL	miliequivalentes por decilitro .....	29
mg/dL	MILIGRAMAS POR DECILITROS .....	31
UR	UMIDADE RELATIVA .....	34
°C	GRAUS CELSIUS.....	35
V	VOLTS .....	35
$\Omega$	OHM .....	36
ppm	PARTES POR MILHÃO .....	37
min	MINUTOS .....	50
s	SEGUNDOS .....	50



## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b>	23
1.1 MOTIVAÇÃO	23
1.2 OBJETIVO	25
1.2.1 Objetivo Geral	25
1.2.2 Objetivo Específico	25
1.3 ORGANIZAÇÃO DO TEXTO	25
<b>2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA</b>	27
2.1 DIABETES MELLITUS	27
2.1.1 O que é Diabetes?	27
2.1.1.1 Sintomas do Diabetes	28
2.1.1.2 Como Tratar a Doença	28
2.1.2 O que é a Cetoacidose Diabética (CAD)?	28
2.1.2.1 Fatores que Causam a Cetoacidose Diabética	29
2.1.2.2 Sintomas da Cetoacidose Diabética	30
2.1.2.3 Diagnóstico	31
2.1.2.4 Tratamento	31
2.1.2.5 Prevenção	32
2.2 ARDUINO	32
2.3 SENSOR DE UMIDADE E TEMPERATURA - DHT11	34
2.4 SENSOR DE GASES ORGÂNICOS - TGS822	35
<b>3 DESENVOLVIMENTO DO PROTÓTIPO</b>	39
3.1 TESTE DO LCD	39
3.2 TESTE DOS BOTÕES	42
3.3 TESTE DO SENSOR DE UMIDADE E TEMPERATURA	44
3.4 INSERÇÃO DO TGS822	45
<b>4 TESTES E VALIDAÇÕES</b>	53
4.1 MEDIÇÕES DE CETONA	53
<b>5 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS</b>	57
5.1 CONCLUSÕES	57
5.2 TRABALHOS FUTUROS	57
<b>REFERÊNCIAS</b>	59
<b>APÊNDICE A – CÓDIGO TESTE DO LCD</b>	65
<b>APÊNDICE B – CÓDIGO TESTE <i>PUSH BUTTONS</i></b>	69
<b>APÊNDICE C – CÓDIGO TESTE DHT11</b>	75
<b>APÊNDICE D – CÓDIGO FINAL</b>	81
<b>ANEXO A – DATASHEET DHT11</b>	89
<b>ANEXO B – DATASHEET TGS822</b>	99





# 1 INTRODUÇÃO

O Diabetes Mellitus (DM) é um problema de saúde muito grave, apesar dos avanços na medicina e na farmacoterapia (JOVANOVSKI et al., 2019). No Brasil, em 2010 o Diabetes foi a quarta doença que mais matou. Entre os anos 2000 e 2010 houve um aumento de 55% nos óbitos decorrentes da doença (PREVIDELLI, 2013) e segundo a Sociedade Brasileira de Diabetes estima-se que há aproximadamente 13 milhões de diabéticos no país, e a estimativa é que até 2045 esse número tenha subido para 24 milhões, sendo que a maior parte dos pacientes não conseguirá controlar a doença (LISBÔA, 2018).

Tendo em vista o crescente número de diabéticos, há uma necessidade da criação de tecnologias capazes de atender essa parcela da população, facilitando a medição e controle de parâmetros como glicose e cetona.

O não acompanhamento desses parâmetros pode levar a complicações, sendo uma delas a cetoacidose diabética (CAD), ocasionada devido a uma grande deficiência na utilização e/ou produção de insulina. No Brasil a CAD está presente com uma frequência de 32,8% (BARONE et al., 2007).

Atualmente no mercado encontramos medidores para glicose e cetona, sendo eles utilizam o sangue ou a urina, existindo a necessidade do desenvolvimento de algo de menor custo, fácil manuseio e rápido resultado.

Portanto, este trabalho visa apresentar através de um protótipo com Arduino, uma ferramenta que ofereça o resultado de cetona, não tendo necessidade de coleta de sangue ou urina.

## 1.1 MOTIVAÇÃO

Cresce ano a ano no mundo, de forma alarmante, o número de pessoas diagnosticadas com Diabetes. Mesmo sem contar com aqueles que nem fazem ideia de que possuem a doença, o relatório da Organização Mundial de Saúde (OMS) afirma que em 2014 cerca de 422 milhões de adultos estavam diagnosticadas com Diabetes.

Em território brasileiro, em 2017, conforme afirma a Federação Internacional de Diabetes (IDF), dados apontam que 12,5 milhões de pessoas possuíam a doença. Lembrando que trata-se de uma doença progressiva, o Instituto de Ciência, Tecnologia e Qualidade (ICTQ) es-

tima que neste mesmo período mais de 16 milhões de brasileiros tenham acrescido a este número devido ao desenvolvimento dos estágios iniciais da doença com apenas 1 a cada 3 destes sendo diagnosticados (MÜLLER, 2017).

De acordo com o Ministério da Saúde (MS), o Sistema Único de Saúde (SUS), responsável por atender boa parte da população brasileira, oferece gratuitamente: atenção integral contra a doença, com ações de prevenção, detecção, controle e tratamento medicamentoso. “Para monitoramento do índice glicêmico, ainda está disponível nas unidades de atenção básica de saúde, reagentes e seringas” (GOVERNO, 2015). Todavia, o mesmo se encontra em situação sobrecarregada com um sistema de saúde pública precário e com investimentos insuficientes.

Apesar de avanços na área, o Diabetes continua sendo um grande problema onde temos o controle da dieta e administração do estilo de vida do paciente entre os principais métodos de gerenciamento da doença (JOVANOVSKI et al., 2019). Todavia, mesmo levando uma vida regrada, fatores como estresse, traumas físicos ou emocionais, ou mesmo a ingestão de álcool podem ser gatilhos para uma condição grave do diabetes, chamada de cetoacidose diabética, resultante de insuficiência de insulina, sendo marcado por acidose, cetose e hiperglicemia, portanto, a prevenção de CAD é um dos objetivos no tratamento da diabetes (KALSCHUEER et al., 2018).

“Tecnologia é a chave para o avanço da medicina” (SIEMENS, 2016). Inovações e estudos na área da saúde, além de reduzirem custos, garantem técnicas mais versáteis e menos invasivas assegurando melhoria da qualidade de vida.

No Brasil, segundo estudos feitos pela empresa Accenture, aponta-se que 61% dos profissionais da área utilizam de mecanismos de TI para observação dos pacientes e otimização do tempo da consulta, enquanto 38% utilizam ferramentas e procedimentos eletrônicos para administração de diagnósticos e tratamentos. Tendo isso em vista, no caso do controle do quadro do Diabetes, o desenvolvimento de um sistema de monitoramento multifacetado é de extrema importância na medida que se tenha um controle dos níveis glicêmicos através da insulina e de uma análise glicêmica instantânea, correlacionado com a variação de acordo com a rotina do paciente (DINO, 2018).

Não possuindo os meios para o custeio tecnológico necessário para sanar tal quadro e sendo a diabetes a quarta doença que mais mata no Brasil, superando inclusive o câncer (PREVIDELLI, 2013) faz-se indispensável o estudo de novas tecnologias mais acessíveis, ágeis e portáteis. Facilitando assim, o diagnóstico e a velocidade do tratamento

do paciente.

## 1.2 OBJETIVO

### 1.2.1 Objetivo Geral

Desenvolver um protótipo de equipamento portátil e não invasivo de medição de corpos cetônicos, facilitando a monitoração de cetoacidose.

### 1.2.2 Objetivo Específico

Com o intuito de atingir o objetivo proposto, tem-se por objetivos específicos:

- Compreender o que é cetoacidose diabética;
- Compreender o funcionamento do sensor de umidade e temperatura (DHT11) e do sensor de álcool (TGS822);
- Desenvolver um código em Arduino que realize a medição necessária;
- Apresentar esse dado de modo a fornecer informações úteis ao paciente.
- Avaliar os resultados obtidos e compará-los junto as medições de cetona obtidas pelas tiras reagentes de urina.

## 1.3 ORGANIZAÇÃO DO TEXTO

O referido documento foi organizado e dividido em 5 capítulos.

No Capítulo 1 ocorre a abordagem da importância de portadores de Diabetes Mellitus realizarem a aquisição de dados sobre seu índice de cetose, e apresenta-se objetivo geral, específicos e motivação para o desenvolvimento do projeto.

No Capítulo 2 mostra-se a revisão bibliográfica dos principais conceitos abordados ao longo do trabalho.

No Capítulo 3 transcorre o desenvolvimento do protótipo do equipamento de medição de corpos cetônicos.

No Capítulo 4 apresenta-se as medições realizadas e os resultados obtidos.

No Capítulo 5 tem-se a conclusão do trabalho, juntamente com sugestões de aprimoramentos futuros.

## 2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Neste capítulo encontra-se um breve *background* necessário para o entendimento dos capítulos posteriores.

### 2.1 DIABETES MELLITUS

#### 2.1.1 O que é Diabetes?

Situação clínica de ocorrência considerada frequente, o Diabetes, acomete em torno de 9,93% da população adulta na faixa dos 25 aos 70 anos, atingindo cerca de 425 milhões de pessoas no mundo. Cerca de 50% dos portadores de diabetes desconhecem o diagnóstico (IDF, 2017).

O Diabetes é uma doença auto imune de caráter crônico onde o corpo não consegue utilizar ou mesmo produzir insulina. Segundo a Sociedade Brasileira de Diabetes, devido a esta complicação, o corpo deixa de processar a glicose ingerida de forma adequada, não conseguindo utilizá-la como fonte de energia, causando hiperglicemia, isto é, nível de glicose alta no sangue, alterando o metabolismo dos carboidratos, proteínas e lipídios.

A insulina, hormônio produzido pelo pâncreas, é responsável pela transformação da glicose que está em nossa corrente sanguínea em energia. A falta ou ineficiência desse hormônio faz aumentar a glicose no sangue e diminuir a energia nas células.

O *Diabetes Mellitus* (DM), pode ser dividida em 3 tipos: Diabetes Mellitus Tipo 1; Diabetes Mellitus Tipo 2; Diabetes Mellitus Gestacional (DMG).

O Diabetes Tipo 1 atinge cerca de 10% dos portadores da doença e se manifesta principalmente em crianças e adolescentes. Neste tipo, as células beta do pâncreas, produtoras de insulina, são totalmente destruídas de forma irreversível pelo sistema imunológico e o mesmo passa a produzir pouca ou nenhuma insulina passando a necessitar de injeções diárias de insulina, controle da alimentação e exercícios(LIMA, 2009).

O Tipo 2 pode aparecer em crianças e adolescentes, mas é mais comum em indivíduos com mais de 30 anos, obesos ou idosos. Nesse tipo, o hormônio insulina continua sendo produzido, mas é o organismo que não o utiliza adequadamente(LIMA, 2009).

Já a DMG, como o próprio nome sugere, desenvolve-se durante

o período da gestação podendo desaparecer após o parto. Embora de caráter temporário, se deixada sem tratamento, pode vir a afetar de forma negativa a gravidez vindo a causar doença cardíaca congênita, malformações fetais e afins sendo, em muitos casos, a morte perinatal uma possibilidade (SEDICIAS, 2019).

#### 2.1.1.1 Sintomas do Diabetes

Os sintomas comuns dessa doença é a concentração elevada de açúcar no sangue, aumento do volume de urina, a perda de peso, fome fora do comum, visão turva, sono, náuseas, facilidade em contrair infecções (LIMA, 2009).

A doença não tratada nos primeiros sintomas, ou mal cuidada após o diagnóstico, pode causar complicações sérias aumentando a morbidade e mortalidade.

Entre as complicações estão as neuropatias autonômica e periférica, levando a diminuição da circulação sanguínea que pode causar deste um ataque cardíaco, perda de visão, fraqueza, falência renal, lesões na pele com risco de úlceras, amputações e paralisia.

#### 2.1.1.2 Como Tratar a Doença

A principal forma de tratamento é o controle da glicose no sangue. Com esse controle toma-se as medidas necessárias, como o uso de insulina injetável ou outros hipoglicemiantes<sup>1</sup>.

Pessoas portadores de diabetes precisam também de um controle rigoroso da alimentação e prática de exercícios físicos.

### 2.1.2 O que é a Cetoacidose Diabética (CAD)?

A Cetoacidose Diabética é uma complicação do DM e ocorre quando a taxa de açúcar no sangue (glicose) atinge níveis além dos considerados normais, provocando hiperglicemia, acidose metabólica, desidratação e cetose (BARONE et al., 2007).

Como visto anteriormente, a falta ou ineficiência da insulina faz com que a concentração de glicose aumente e a energia do corpo diminua. Para evitar o perda de funcionamento das células, o organismo

---

<sup>1</sup> Medicamentos usados para diminuir a concentração de glicose no sangue

utiliza os estoques de gordura para gerar energia, o que forma as cetonas.

Nos casos de CAD a acidose metabólica está com um pH arterial abaixo de 7,3 ou um bicarbonato plasmático abaixo de 15 *mEq/dL* (COLLETT-SOLBERG, 2001).

A insulina é um hormônio anabólico, de armazenamento de energia, responsável pela síntese da glicose pelos músculos e fígado. Ela impede a degradação das proteínas do tecido muscular e inibi a lipólise (queima de gorduras).

Sua deficiência favorece processos catabólicos, como a lipólise. A lipólise resulta em liberação de ácidos graxos, esses ácidos são convertidos em acetil CoA, e estes por sua vez se ultrapassarem a capacidade de utilização hepática se convertem em corpos cetônicos (acetoacetato, beta-hidroxibutirato e acetona) (BARONE et al., 2007).

As cetonas são ácidos que se acumulam no sangue e aparecem em exames de urina. Em excesso eles intoxicam o organismo causando a CAD.

Essa complicação é mais comum no diabetes Tipo 1, mas pode ocorrer também em pessoas com a doença do Tipo 2.

Em alguns casos a cetoacidose diabética é a forma de diagnóstico inicial do Diabetes Mellitus. Isso foi relatado principalmente entre as etnias africanas e hispânicas (BARONE et al., 2007).

No DM Tipo 1 de 3 a 40% dos pacientes que tem o diagnóstico inicial da doença já estão com cetoacidose diabética. Na população brasileira esse índice é de 32,8%. (BARONE et al., 2007).

A CAD atinge anualmente cerca de 1 a 5% da população, sendo discretamente maior no sexo feminino e adolescentes (BARONE et al., 2007).

Entre as crianças, 25% quando diagnosticadas com Diabetes Mellitus já estão com CAD e 15% destas apresentam estado grave (COLLETT-SOLBERG, 2001).

### 2.1.2.1 Fatores que Causam a Cetoacidose Diabética

Alguns fatores podem desencadear a condição de cetoacidose, como: (BARONE et al., 2007)

- Outra doença ou infecção, principalmente pneumonia ou infecções urinárias, cerca de 30 a 39% dos casos. Alguns tipos de doenças ou infecções provocam uma maior produção de outros hormônios

como a adrenalina<sup>2</sup> e o cortisol<sup>3</sup>, e esses por sua vez trabalham contra a insulina.

- Problemas com o tratamento de insulina. Podem ocorrer por falta real, quando a recomendação médica não é seguida ou falta relativa, quando há necessidade do aumento da dose. Há esse fator corresponde de 21 a 49% dos casos.
- Estresse, traumas, como acidentes vasculares, pancreatite aguda, choque, diminuição anormal do volume de sangue, queimaduras, embolismo pulmonar e outros.
- Gestação
- Hipertireoidismo, acromegalia, hemocromatose.
- Febre alta.
- Infarto
- Uso de medicamentos como corticoides, diuréticos, antipsicóticos atípicos e outros.
- Abuso de drogas, principalmente a cocaína e a ingestão excessiva de álcool.
- Transtornos alimentares (compulsão e bulimia).

Portadores da doença que fazem uso dos sistemas de bomba de infusão subcutânea de insulina (BISCI), podem desenvolver o CAD por problemas com a bomba como obstrução, perda do posicionamento da cânula, bolhas ou dobras no circuito, término da insulina, infecção no local.

#### 2.1.2.2 Sintomas da Cetoacidose Diabética

Os primeiros sintomas apresentados são sede (polidipsia) ou boca seca, necessidade constante de urinar (poliúria), fome excessiva (polifagia) e altos níveis de cetose na urina.

---

<sup>2</sup>Adrenalina ou epinefrina é um hormônio responsável por preparar o organismo para responder fisiologicamente as mais diversas situações, derivado da modificação de um aminoácido aromático, secretado pelas glândulas suprarrenais(AIRES, 2017)

<sup>3</sup>O Cortisol é um hormônio produzido pela parte superior da glândula supra-renal diretamente envolvido no controle do estresse(FRAZÃO, 2017)



Com a piora do quadro surge um cansaço constante, cefaleia, pele seca ou corada (parestesia), hálito cetônico (de “maçã passada”), dor abdominal, dificuldades respiratórias, dificuldades de concentração.

Além de anorexia, náuseas e vômitos que podem provocar desidratação, Pode ocorrer também a perda de 5 a 10% do peso corporal durante o processo de CAD(BARONE et al., 2007).

Em pessoas nas extremidades etárias sintomas como hipotensão arterial e hipotermia podem ser sinais de gravidade do quadro.

Nas crianças uma das complicações mais graves do CAD é o edema cerebral(COLLETT-SOLBERG, 2001).

### 2.1.2.3 Diagnóstico

Atualmente a confirmação da cetoacidose pode ser feita através de um teste de urina com o uso de tiras teste. O ideal é fazer esse teste sempre que a glicose no sangue estiver acima de 250 mg/dL.

O diagnóstico definitivo leva em conta, além da hiperglicemia, a acidose metabólica e cetonemia<sup>4</sup> ou cetonúria<sup>5</sup>.

A glicemia elevada normalmente fica entre 250 a 800 mg/dL. Os valores menores normalmente são encontrados em crianças, pessoas em jejum prolongado ou gestantes. Os maiores valores são encontrados em pacientes idosos(BARONE et al., 2007).

### 2.1.2.4 Tratamento

O tratamento principal consiste na normalização do nível de glicose e insulina no sangue. Se for provocada por uma infecção, se faz necessário o tratamento desta doença em paralelo.

Um dos primeiros passos é a reposição dos fluidos perdidos como resultado da doença, eles também ajudam na diluição do açúcar no sangue.

Administração de insulina intravenosa ate que o nível de glicose seja inferior a 250 mg/dL.

Reposição de eletrólitos por via intravenosa. Esses minerais eletricamente carregados ajudam no funcionamento dos nervos e coração(BARONE et al., 2007).

O tratamento também trás risco de complicações, como hipoglicemia.

---

<sup>4</sup>Teste no sangue.

<sup>5</sup>Teste usando tiras de urina.

cemia (baixa brusca na concentração de glicose no sangue), hipocalemia (baixo nível de potássio) e edema cerebral (inchaço do cérebro)(COLLETT-SOLBERG, 2001).

Se tratada rapidamente tem bom prognóstico de reversão, sendo a mortalidade de menos de 5% dos casos. Em pessoas acima de 80 anos esse índice aumenta significativamente, podendo chegar a 50% de mortalidade.(BARONE et al., 2007).

#### 2.1.2.5 Prevenção

O importante para evitar a cetoacidose diabética é o controle do Diabetes, com o uso correto de medicamentos, controle diário da glicose e da insulina, uma boa alimentação e prática regular de atividades físicas.

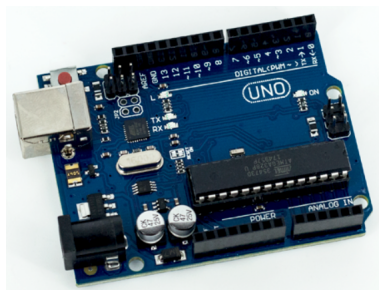
Monitorar o açúcar no sangue e as cetonas na urina são muito importantes para pessoas com diabetes, principalmente do Tipo 1.

## 2.2 ARDUINO

O Arduino é uma plataforma que junta *software* e *hardware* em um único sistema. O *hardware* através de uma placa composta por um microcontrolador ATMEL, e uma combinação de entradas e saídas digitais e analógicas que podem ser facilmente conectadas a um computador.

Possui vários modelos, podendo facilmente suprir qualquer aplicação desejada. No caso desse projeto foi utilizado o Arduino Uno (Figura 1), modelo mais popular no mercado, possuindo um número bom de portas de conexão (14 digitais, 6 PWM e 6 analógicas), além de uma grande compatibilidade com os *shields* disponíveis no mercado.

Figura 1 – Placa do Arduino UNO, onde do lado inferior direito temos as portas analógicas, do lado esquerdo temos as portas de alimentação (3,3V, 5V, *Input Voltage* e o GND) e na parte superior temos as 14 portas digitais, sendo as portas 3, 5, 6, 9, 10 e 11 as portas PWM também.



Os *shields* são placas que servem para serem acopladas no Arduino e expandirem a sua funcionalidade, como por exemplo a *Ethernet Shield* permitindo a conexão com *internet* ou o *Bluetooth Shield* para comunicação por *bluetooth*(Figura 2).

Figura 2 – Exemplo de *shield* do Arduino, sendo este o *Bluetooth Shield HC-05*



Seu *software* é através de sua *Integrated Development Environment* (IDE), utilizando uma linguagem baseada em C/C++(THOMSEN, 2014). Sua estrutura básica é composta por 2 blocos:

*setup()* - onde fica as configurações iniciais do programa, que serão realizadas apenas uma vez.

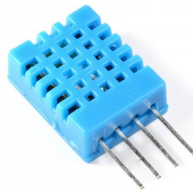
*loop()* - parte onde estarão os comandos do programa que estarão acontecendo até que algum comando de "pare" seja executado.

Após o programa transferido para o Arduino, o mesmo opera de forma independente, sem necessidade de conexão com o computador.

### 2.3 SENSOR DE UMIDADE E TEMPERATURA - DHT11

O DHT11 é um sensor de umidade e temperatura digital produzido pela fabricante chinesa Aosong Electronics Co. Ltd, o qual fornece a temperatura em grau celsius e a umidade relativa em porcentual. Possui apenas 4 terminais, com apenas 3 deles usuais. Seguindo da esquerda para a direita, o pino 1 é o Vcc, o pino 2 é o sinal e o pino 4 é o GND (Figura 3).

Figura 3 – Sensor de umidade e temperatura DHT11. Possui 4 terminais. sendo que apenas 3 são utilizados: Vcc, dados e GND.



Como se trata de um sinal digital, quer dizer que sua amplitude pode receber apenas um número finito de valores, sendo, no caso desse sensor, um sinal binário, ou seja, assumindo valor de 0 ou 1(LATHI, 2007).

A informação dele é enviada em um conjunto de *bits*. Um *bit* equivale a um dígito binário e um *byte* são oito dígitos binários, ou seja, oito *bits*.

O primeiro sinal enviado é o *byte high* da umidade, que representa o inteiro e por segundo vem o *byte low* da umidade, que representa as casas decimais. Depois são enviados os *bytes high* e *low* da temperatura, que representam o inteiro e as casas decimais, respectivamente. O último *byte* enviado representa o *check sum*, que basicamente tem que enviar a soma dos *bytes* anteriores. Caso o *check sum* não coincida com a soma dos anteriores, houve algum erro de envio de dados e o DHT11 tentará uma nova medição.

Do datasheet do DHT11 (Anexo A), obtem-se as especificações técnicas do mesmo, onde pode-se observar que a medida de umidade trabalha com um *range* de 20 – 90%UR com uma precisão de  $\pm 5\%UR$ .

A temperatura, por sua vez, tem um *range* de  $0 - 50^{\circ}C$  e uma precisão de  $\pm 2^{\circ}C$ .

Também se consegue a informação que a alimentação de operação é de  $3,3 - 5V$  e, após energizá-lo, não enviar nenhum comando no primeiro segundo para passar o período de instabilidade.

## 2.4 SENSOR DE GASES ORGÂNICOS - TGS822

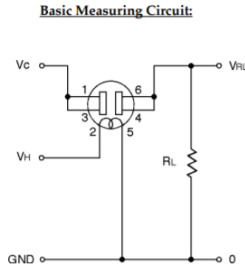
O TGS822 (Figura 4) é um sensor de detecção de gases orgânicos como etanol, acetona, monóxido de carbono e outros. O elemento deste sensor é um semicondutor de dióxido de estanho ( $SnO_2$ ) que tem baixa condutividade no ar puro.

Figura 4 – Sensor de gases orgânicos TGS822. É composto de  $SnO_2$  sinterizado para formar um filme espesso na superfície de um tubo de cerâmica de alumina que contém um aquecedor interno com um encapsulamento de nylon 66.



A medida que ele detecta um gás, a condutividade do sensor aumenta dependendo da concentração do mesmo, onde um circuito eletrônico simples pode converter essa condutividade em um sinal de saída, como o demonstrado no *datasheet* que foi o utilizado no desenvolvimento do protótipo (Figura 5).

Figura 5 – Circuito básico do TGS822. Quando conectado como mostrado, a saída através da carga ( $V_{rl}$ ) aumenta à medida que a resistência do sensor ( $R_s$ ) diminui, dependendo da concentração do gás.

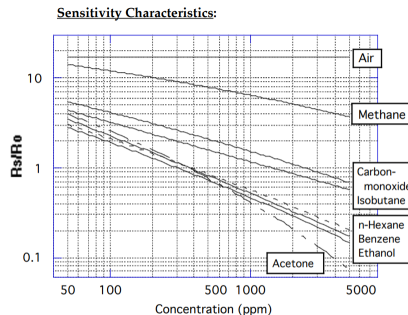


O  $V_c$  é a tensão do circuito, que pode ser no máximo  $24V$  e neste protótipo está sendo alimentado com  $5V$ .  $V_h$  é tensão de aquecimento que tem que ser de  $5 \pm 0,2V$  e o  $R_l$  é a resistência de carga, que é externa ao sensor e no caso foi utilizada uma de  $10k\Omega$ . Já o  $R_s$  é a resistência do sensor, a qual é calculada pela Equação 2.1.

$$R_s = \left( \frac{V_c}{V_{rl}} - 1 \right) \times R_l \quad (2.1)$$

Além disso, tem-se dois gráficos, o primeiro de características de sensibilidade, onde é apresentado vários gases e como é a curva de comportamento de cada um para diferentes concentrações (Figura 6).

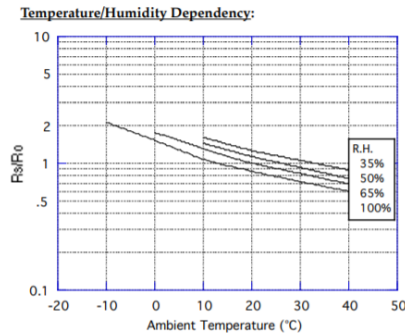
Figura 6 – Gráfico retirado do *datasheet* contendo as características de sensibilidade do TGS822 para diversos gases. O eixo Y representa a relação de resistência do sensor.



Onde o  $R_s$  é a resistência do sensor para os diversos gases apresentados e o  $R_o$  é a resistência do sensor em 300 ppm de etanol.

O segundo gráfico apresentado (Figura 7), é a dependência do sensor em relação a temperatura e umidade. Onde  $R_s$  é a resistência do sensor com 300ppm de etanol em várias umidades e temperaturas distintas e o  $R_o$  é a resistência em 300 ppm de etanol a  $20^{\circ}C$  e 65%UR.

Figura 7 – Gráfico retirado do *datasheet* com as características de dependência do TGS822 a umidade e temperatura. O eixo Y representa a relação de resistência do sensor.







### 3 DESENVOLVIMENTO DO PROTÓTIPO

#### 3.1 TESTE DO LCD

Possuindo o objetivo de apresentar para o usuário os resultados da sua medição, o uso de um LCD se torna indispensável. E como o mesmo é essencial para o teste do DHT11, primeiramente foi realizado um teste do seu funcionamento.

Foi escolhido um *display* LCD com 16 colunas e 2 linhas, luz de fundo azul e letras na cor branca. Primeiramente optou-se por um modelo com *Inter-Integrated Circuit* (I2C) (Figura 8) que é um módulo que possui um protocolo de barramento, permitindo que com os mesmos fios possamos conectar todos os dispositivos do *setup*, reduzindo a quantidade de conexões realizadas com o Arduino(REIS, 2014).

Figura 8 – *Display* LCD 16x2 com módulo I2C integrado.

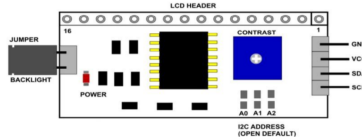


Além do *Vcc* e do *GND*, utiliza-se apenas mais duas conexões, o *Serial Data*(SDA) e o *Serial Clock*(SCL) (Figura 9) que no caso do Arduino UNO são os pinos analógicos 4 e 5, respectivamente. O SDA é o pino de transmissão de dados, enquanto o SCL é o pino que realiza a temporização entre os dispositivos, permitindo a confiabilidade da comunicação do SDA.

Esse módulo ainda apresenta um potenciômetro integrado, onde conseguimos ajustar o contraste do LCD.

Porém, na biblioteca desse LCD com módulo I2C, encontrou-se problemas com o comando `lcd.clear()` e, após pesquisar em sites e fóruns sobre o assunto, viu-se que é um problema recorrente, então o LCD foi trocado para o *display* sem módulo. Para o modelo sem I2C fez-se necessário um potenciômetro de 100k  $\Omega$  para ajuste do contraste.

Figura 9 – Layout módulo I2C, onde em azul temos o potenciômetro para ajuste do contraste e do lado direito os pinos de Vcc, GND, SDA e SCL.



Como serão utilizadas doze conexões ao invés das quatro anteriormente comentadas, segue o esquema de conexão (Tabela 1):

Tabela 1 – Conexões LCD 16X2

Conexões LCD 16x2		
Pino LCD	Função	Ligação
1	Vss	GND
2	Vdd	Vcc 5V
3	V0	Pino Central Potenciômetro
4	RS	Pino 12 Arduino
5	RW	GND
6	E	Pino 11 Arduino
7	D0	Não Conectado
8	D1	Não Conectado
9	D2	Não Conectado
10	D3	Não Conectado
11	D4	Pino 5 Arduino
12	D5	Pino 4 Arduino
13	D6	Pino 3 Arduino
14	D7	Pino 2 Arduino
15	A	Vcc 5V
16	K	GND

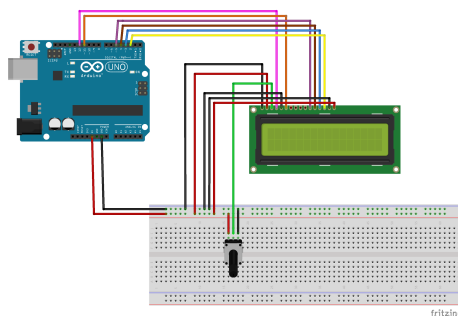
Existem 3 pinos de controle, o RS, RW e o E, onde o RS é responsável por mostrar ao *display* que tipo de dado está sendo transmitido, quando ele é '0', o mesmo envia uma instrução e quando é '1', envia um caractere. O RW é o pino *read/write*, ou seja, ele determina se está sendo lido ou transmitido dados para o *display* e o pino E é o *enable*, utilizado para determinar o início da transferência de dados entre o *display* e o microcontrolador. Quando o E se encontra em *LOW* o

*display* está desabilitado.

Os pinos D0 a D7 formam o barramento de dados, porém na comunicação com o Arduino necessita-se apenas de 4 desses pinos. E por fim os pinos A e K são referentes ao *backlight*.

E com isso, tem-se o esquema elétrico apresentado na Figura 10.

Figura 10 – Conexão do Arduino UNO com o LCD e o potenciômetro de 100k $\Omega$  para ajuste de contraste.



Conforme Apêndice A, para desenvolvimento do código, faz-se necessário a utilização da biblioteca específica do LCD, a biblioteca *LiquidCrystal*, que deve ser inserida logo no começo do mesmo. Após isso, é essencial a apresentação dos pinos que estão sendo utilizados, que no nosso caso são 12, 11, 5, 4, 3, 2.

No *setup* é apenas necessário definir o número de colunas e linhas do LCD, além de setar o cursor na linha 0. Além disso, no *loop* apenas foi inserido o texto a ser mostrado e o tempo no qual deveria ser mostrado. Para efeitos de teste, foi escrito "Bom dia", na primeira linha e "Tudo bem?", na segunda, conforme Figura 11.

Figura 11 – Mensagem utilizada para teste do LCD.



### 3.2 TESTE DOS BOTÕES

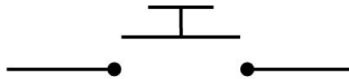
Para o desenvolvimento desse protótipo foi utilizado dois *push buttons* (Figura 12), um para realizar uma primeira medição, e o segundo para repetir a medida (normalmente o mesmo valor da anterior), sanando qualquer dúvida sobre o valor obtido.

Figura 12 – *Push button* utilizado para acionamento da medição da cetona.



O *push button* funciona como uma chave, sendo a escolhida para o projeto um *normally open push button* (NOPB), ou seja, quando pressionada fecha o circuito permitindo a passagem de corrente e, logo após, a tecla liberada, abre o circuito novamente (Figura 13).

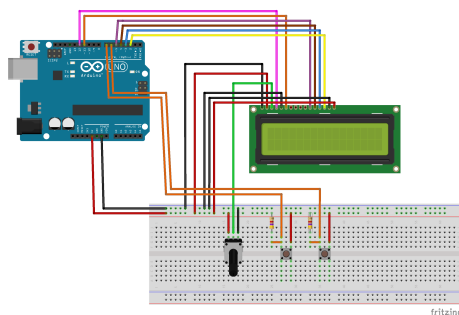
Figura 13 – Esquema de funcionamento de um *push button* NOPB.



A partir dessas informações, monta-se o circuito da Figura 14.

Além dos *push buttons*, foram adicionados dois resistores de  $4.7k\Omega$ , um para cada *push button* (Figura 14). Esses resistores funcionam como resistores de *pull down*, ou seja, eles servem para assegurar que o *push button* está sempre em estado *HIGH* ou *LOW*, mesmo com uma baixa corrente, impedindo que fique em um estado flutuante. E por ser *push down*, quando o *push button* não está acionado, seu estado lógico estará em *LOW*.

Figura 14 – Conexão dos *push buttons* e *display* LCD com Arduino UNO.



Conforme apresentado no código no Apêndice B, no caso deste protótipo, foram definidos os pinos como pino 7 para o *botaoIniciar* e o pino 6 para o *botaoResetar*. Além disso, foi definida uma *int* (número inteiro), que no caso é *retornaInput* que vai verificar qual dos *push buttons* foi pressionado e retornar esse sinal para o resto do programa.

O programa ainda possui dois métodos, o *mudaEstadoBotao* onde ele vai pegar esse sinal de retorno e trocar o sinal do *push button* correspondente, ou seja, vai pegar o estado dele e transformar de *LOW* para *HIGH* ou vice-versa, e o método de *testeBotao* que em um primeiro momento vai pedir para se pressionar o *botao1* e depois para pressionar o *botao2* e vai apresentar uma mensagem no LCD indicando o *push button* que foi pressionado (Figura 15).

Figura 15 – Mensagem apresentada para teste do funcionamento do *push button*.



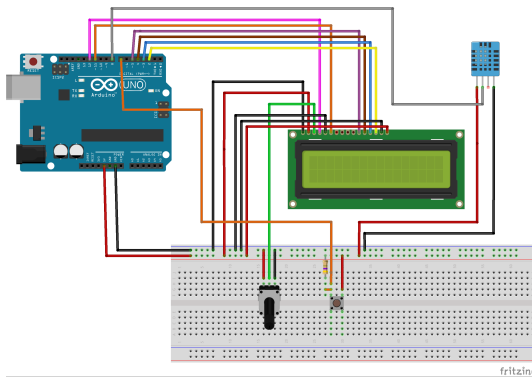
A lógica para este teste já foi desenvolvida pensando na usabili-

dade quando o DHT11 e o TGS822 entrassem no circuito.

### 3.3 TESTE DO SENSOR DE UMIDADE E TEMPERATURA

Para realização do teste do DHT11, foi utilizado apenas um *push button* com o propósito de ser pressionado para aparecimento do resultado da medição de temperatura e umidade além do LCD, onde o resultado da medição será apresentado (Figura 16).

Figura 16 – Conexão do DHT11 com o Arduino, LCD e *push button*



Como abordado no Capítulo 2, o DHT11 é um sensor que usar uma entrada digital, então a porta digital escolhida para o envio do sinal do mesmo foi a porta 8, a qual foi declarada no início do código (Apêndice C).

Os sensores do tipo DHT possuem biblioteca própria, a *DTH.h*, e a mesma deve ser declarada no começo, após isso é necessário definir qual sensor que esta sendo utilizado, uma vez que essa biblioteca aborda tanto o DHT11 quanto o DHT22. O DHT22 também é um sensor de temperatura e umidade, todavia com maior custo, maiores intervalos de abrangência de medição e resolução, porém maior intervalo entre uma medição e outra. Como o DHT11 supre a necessidade do projeto, o mesmo foi escolhido pelo menor custo.

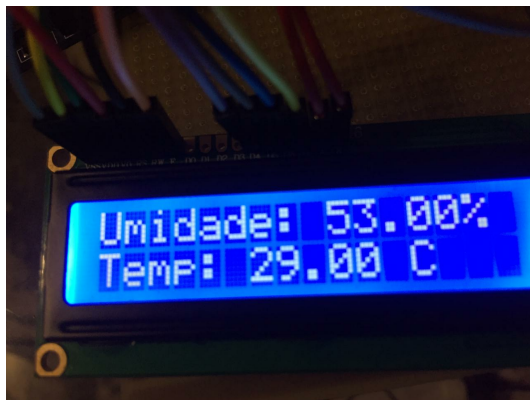
Após a declaração da biblioteca e da porta utilizada pelo sensor, é necessário inicializar o mesmo antes mesmo de entrar no *void setup*.

As medições de umidade e temperatura podem ser definidas como *int* caso se queira só o valor inteiro ou *float* se quiser o número fracionário. Neste projeto acabou optando-se por *float* e as mesmas

foram declaradas dentro do *void loop*.

Além disso, criou-se uma condicional dentro do *loop* para verificar se alguma das medições falhou. Em caso de falha a mensagem "Erro de leitura, tente novamente" aparecerá no visor e o sensor tentará uma nova medição. Em caso de medições válidas, as mesmas aparecerão na tela do LCD (Figura 17).

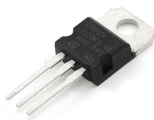
Figura 17 – Mensagem apresentada no teste do DHT11



### 3.4 INSERÇÃO DO TGS822

Após todos os componentes anteriormente apresentados, instalou-se o TGS822 e o regulador de tensão 7805 (Figura 18), que fornece uma tensão fixa de 5V necessária para o correto funcionamento do sensor.

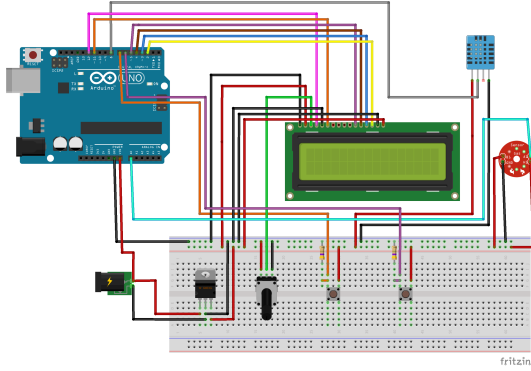
Figura 18 – Regulador de Tensão 7805 5 V, onde, da esquerda para a direita temos os pinos *input*, GND e *output*.



Para a conexão do TGS822, foi utilizado o circuito apresentado

no Capítulo 2, e ainda adicionando o regulador de tensão, seguindo o seguinte esquema (Figura 19).

Figura 19 – Montagem final do projeto com todos os componentes utilizados.



Como TGS822 utiliza uma entrada analógica, definiu-se a porta  $A0$  como essa entrada. Sinais analógicos são sinais cuja amplitude pode assumir infinitos valores e variam continuamente com o tempo (LATHI, 2007). Como o arduino trabalha internamente com valores digitais, é necessário a realização de uma conversão A/D, onde o conversor quantifica o valor do sinal analógico conforme a quantidade de bits da sua resolução (SOUZA, 2013).

$$R = \frac{V_{ref}}{2^n} \quad (3.1)$$

Onde  $R$  é a resolução do conversor,  $V_{ref}$  é a tensão de referência e o  $n$  é o número de bits do conversor.

Como a tensão é de  $5\text{ V}$  e possui 10 bits de resolução, temos que:

$$R = \frac{5}{2^{10}} \quad (3.2)$$

$$R = \frac{5}{1024} = 0,0048\text{V} \quad (3.3)$$

Esse valor de  $0,0048\text{ V}$  é utilizado no código (Apêndice D) para a conversão do valor lido pelo *analogRead* para tensão.

Antes da conversão para tensão, acontece uma multiplicação do *valor* medido por um *fatorDeEscala* que é obtido através dos valores



de temperatura e umidade medidos pelo DHT11 e que são aplicados em uma equação feita a partir de uma análise de regressão do gráfico da Figura 7.

Para realização da regressão foram utilizados os dados coletados do gráfico (Tabela 2).

Tabela 2 – Valores retirados do gráfico de dependência de umidade e temperatura do TGS presente no *datasheet*

Rs/R0	Temperatura (°C)	Umidade (UR)
0,6	40	100
0,7	32	100
0,7	40	65
0,8	24	100
0,8	32	65
0,8	35	50
0,9	18	100
0,9	25	65
0,9	30	50
0,9	38	35
1	12	100
1	19	65
1	25	50
1	33	35
1,5	10	50
1,6	0	100
1,7	10	35
1,8	0	65

Com esses valores apresentados, obtêm-se a seguinte regressão:

$$fe = ((temp \times (-0.02635)) + (umidade \times (-0.00572)) + 2.04353) \quad (3.4)$$

Onde  $fe$  é o *fatorDeEscala*,  $temp$  é a *temperaturaAtual* e  $umidade$  é a *umidadeAtual*, sendo as duas últimas medidas pelo DHT11.

Esse valor obtido é convertido para tensão através da equação:

$$tensaoCalculada = medida \times constante \quad (3.5)$$

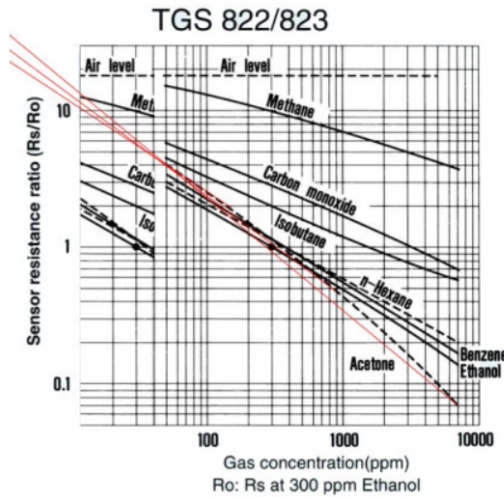
Onde  $medida$  é o valor obtido no *analogRead* e  $constante$  é o valor de  $0,0048 \text{ V}$  obtido em (3.3).

Após, esse valor de tensão é inserido em (2.1), onde temos que  $V_c = 5V$  e  $R_l = 10k\Omega$ , obtendo assim:

$$R_s = \left( \frac{5}{tensao_{Calculada}} - 1 \right) \times 10000 \quad (3.6)$$

Com o valor da resistência obtido, pode-se converter para o valor em ppm. Para isso foi realizada uma regressão linear do gráfico de sensibilidade do TGS822, porém como queremos um intervalo de ppm que aborde valores entre 10-50 ppm, foi preciso uma extrapolação da curva do gráfico original (Figura 6), gerando um novo gráfico (Figura 20)(CLARHOLM, 2013).

Figura 20 – Gráfico com extrapolação para 10-50 ppm considerando que seguirá linearmente(CLARHOLM, 2013).

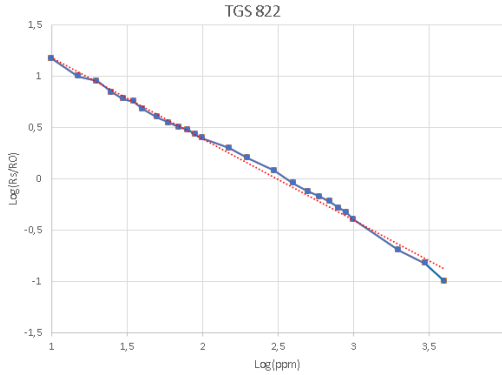


Utilizando o gráfico da Figura 20, coletou-se os valores da Tabela 3 para o cálculo da regressão.

Tabela 3 – Valores retirados do gráfico de sensibilidade do TGS

<b>Rs/R0</b>	<b>ppm</b>
19	0
15	10
10	15
9	20
7	25
6	30
5,7	35
4,8	40
4	50
3,5	60
3,2	70
3	80
2,7	90
2,5	100
2	150
1,6	200
1,2	300
0,9	400
0,75	500
0,67	600
0,6	700
0,52	800
0,47	900
0,4	1000
0,2	2000
0,15	3000
0,1	4000

Figura 21 – Gráfico da regressão do valores da Tabela 3.



Obtêm-se então a seguinte regressão:

$$\log(ppm) = \left(\log\left(\frac{Rs}{R0}\right) \times -1,255958805\right) + 2,494978046 \quad (3.7)$$

Como o valor obtido nessa equação é o valor do  $\log(ppm)$  é necessário inserir no código o comando para converter esse valor em  $ppm$ . Para isso usa-se o comando  $ppm = \text{pow}(10, \text{valorCalculado})$ , onde  $\text{valorCalculado} = \log(ppm)$ .

O valor de  $R0$  é calculado a partir do valor medido o ar ambiente, sendo no caso desse projeto, no valor de  $1,5k\Omega$ .

Por fim, como as tiras reagentes para medição de corpos cetônicos utilizam da unidade de medida de  $mg/dL$ , é necessário fazer a conversão de  $ppm$  para  $mg/dL$ , onde  $1mg/dL = 10ppm$ , então:

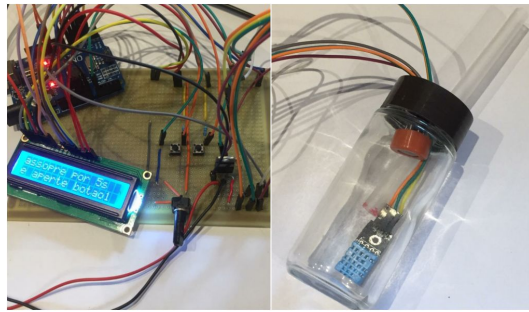
$$\text{valorMGDL} = \frac{\text{valorPPM}}{10.00} \quad (3.8)$$

Por fim o valor de  $mg/dL$  será apresentado na tela do LCD. Obtendo-se então o protótipo da Figura 22.

Resumindo, liga-se o protótipo, ele apresentará uma mensagem de bem-vindo e ficará aquecendo por 1 min. Após esse tempo, ele solicitará que assopre por 5 s e aperte o botão, depois esperará 10 s, coletará o valor medido, realizará as transformações e mostrará no *display* o valor medido. Para refazer o teste basta assoprar novamente e apertar o outro botão que a medição será realizada novamente.

Caso o valor da cetona medido for maior que  $40 mg/dL$ , apa-

Figura 22 – Protótipo desenvolvido (esq.) e estrutura na qual será soprada contendo o DHT11 e o TGS822 (dir.).



recherà na tela uma mensagem lembrando a pessoa de checar a sua glicose.





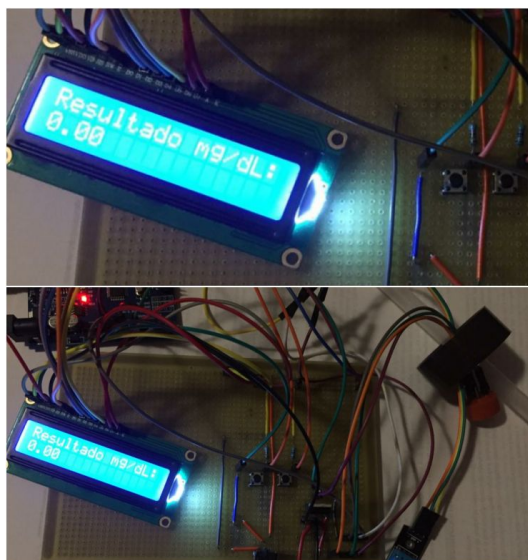
Figura 24 – Escalas de medição das tiras reagentes de urina.



Com exceção da escala de  $160 \text{ mg/dL}$  que não é apresentada nas tiras reagentes utilizadas, as outras podem ser utilizadas para critério de comparação.

A primeira medição foi realizada no ar, para confirmação que sem soprar no sensor a medição seria de  $0.00 \text{ mg/dL}$  (Figura 25).

Figura 25 – Zoom no *display* apresentando o resultado da medição de cetona no ar (cima). Imagem mostrando o *display* com o resultado e também sensores fora do invólucro (baixo).



Após isso foi realizada uma série de medições em níveis normais de cetonas onde, primeiramente, ocorreu uma coleta de urina para o teste com a fita seguindo-se o protocolo<sup>1</sup> indicado na embalagem das fitas. Como a concentração da acetona da respiração é um preditor de

<sup>1</sup>Após a coleta da urina insere-se a tira teste por 1 s, cobrindo todas as áreas



cetose tão bom quanto na urina (MUSA-VELOSO; LIKHODII; CUNNANE, 2002), para cada medição, foi soprado no dispositivo a fim de atestar que as medições do dispositivo fossem coerentes e que estivessem na mesma range das medições na urina, obtendo-se as seguintes medições (Tabela 4).

Tabela 4 – Medições do Protótipo x Tiras Reagentes

Medição	Valores Medidos (mg/dL)	Valor Keto-Diastix (mg/dL)
1	2.00	0 - 5
2	3.30	0 - 5
3	3.70	0 - 5
4	1.60	0 - 5
5	1.40	0 - 5
6	2.10	0 - 5

Esse valores foram obtidos através das medições da Figura 26, onde o valor de cetona é o primeiro da esquerda para a direita.

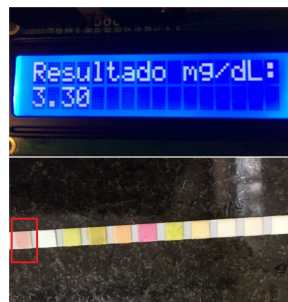
---

de teste, na amostra de urina não centrifugada, bem homogenizada e recente. A urina, se em excesso na tira, pode ocasionar erro. Remove-se o excesso de urina passando seu lado oposto na borda do recipiente cuidando para que não se toque as áreas reagentes na borda do recipiente ou então secando levemente a lateral da tira em um papel absorvente. Após, compara-se ps resultados com o gráfico de cores no rótulo do tubo em um ambiente iluminado. O tempo de leitura (30 a 0 segundos) é fator determinante para o resultado do teste. No momento da leitura, se mantém a tira na posição horizontal para evitar interações químicas devido a um possível excesso de urina. Mudanças na coloração ao longo das extremidades das áreas do teste ou depois de decorridos mais de 2 minutos não apresentam significado diagnóstico.

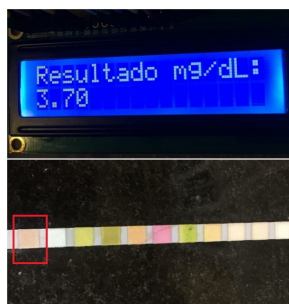
Figura 26 – Medições referentes a Tabela 4. Valores medidos no protótipo (cima) e nas tiras reagentes (baixo). Os valores referentes a corpos cetônicos estão marcados pelas caixas vermelhas. As imagens seguem a ordem apresentada na Tabela 4.



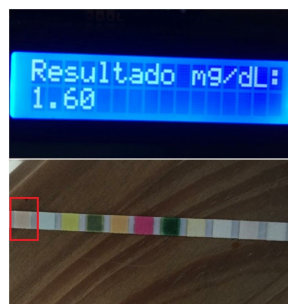
(a) Medição 1



(b) Medição 2



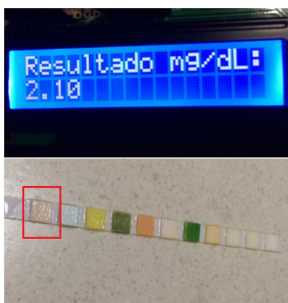
(c) Medição 3



(d) Medição 4



(e) Medição 5



(f) Medição 6

## 5 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

### 5.1 CONCLUSÕES

Cada vez mais faz-se necessário o diagnóstico precoce de doenças como o diabetes, onde, quanto antes, mais fácil o tratamento e controle visando evitar complicações como a CAD.

Visando isso, a tecnologia vem evoluindo em busca de meios de mais fácil acompanhamento de fatores como corpos cetônicos e glicose.

Para que um protótipo como o desenvolvido possa entrar nesse mercado, facilitando a aferição e fornecendo comodidade para a medição, muitos fatores ainda devem ser aprimorados.

Mesmo com os valores obtidos estando dentro da margem de valores aceitáveis, faz-se necessário, além da comparação com outros medidores de cetona, como o que utiliza as tiras de análise sanguínea, uma evolução do protótipo antes de pensar na sua utilização como equipamento de medição.

Primeiramente, o sensor utilizado (TGS822), por se tratar de um sensor para gases orgânicos, apresenta grande instabilidade na presença de álcool, não podendo então ser utilizado para determinação de cetoacidose por consumo do mesmo.

Além disso, é um sensor que precisa de um intervalo considerável entre os usos para realizar medições válidas.

Outro quesito que deve ser cuidadosamente desenvolvido é o invólucro onde esse protótipo estaria inserido, uma vez que o TGS822 esquenta consideravelmente, necessitando de um distanciamento do DHT11 para que não exista interferência nas medições.

Por se tratar de um compartimento onde o usuário terá que soprar para ter a medição, necessita ser de um material onde exista a possibilidade de limpeza ou substituição entre as aferições, para que não exista interferência das partículas de saliva entre as medições.

Um protótipo como o desenvolvido apresenta valores satisfatórios para uso pessoal, porém modificações são necessárias para poder possuir usos mais constantes, como no caso de vários usuários.

### 5.2 TRABALHOS FUTUROS

Com base em todos os pontos apresentados ao longo do trabalho, têm-se os seguintes aprimoramentos possíveis:

- Substituição do TGS822 por um sensor com maior estabilidade e menor tempo de *reset*.
- Criação de um invólucro com material facilmente higienizado.
- Sensor de umidade e temperatura com maior precisão.
- Inserção de uma bateria, tirando a necessidade de conectar numa fonte de alimentação externa para realizar a medição.
- Desenvolvimento de um aplicativo Android para armazenamento dessas medições.
- Inserção de um *shield* de *bluetooth* ou de *ethernet* para a transmissão dos dados e comunicação com o aplicativo.

## REFERÊNCIAS

- AIRES, E. *Efeitos da Adrenalina no organismo*. 2017. <<https://www.tuasaude.com/adrenalina/>>. Acessado em 25/01/2019.
- BARONE, B. et al. *Coacitose Diabética em Adultos - Atualização de uma Complicação Antiga*. 2007. <[www.scielo.br/pdf/abem/v51n9/03.pdf](http://www.scielo.br/pdf/abem/v51n9/03.pdf)>. Acessado em 16/01/2019.
- CLARHOLM, J. *Calibrating a Figaro TGS822 sensor, by drawing...*. 2013. <<https://jenslabs.com/2013/03/21/calibrating-a-figaro-tgs822-sensor-by-drawing/>>. Acessado em 20/11/2018.
- COLLETT-SOLBERG, P. F. *Cetoacidose diabética em crianças: revisão da fisiopatologia e tratamento com uso do método de duas soluções salinas*. 2001. <<http://www.scielo.br/pdf/jped/v77n1/v77n1a06.pdf>>. Acessado em 20/01/2019.
- DINO. *Como o Avanço da Tecnologia Beneficia a Medicina*. 2018. <<https://exame.abril.com.br/negocios/dino/como-o-avanco-da-tecnologia-beneficia-a-medicina/>>. Acessado em 19/01/2019.
- FRAZÃO, A. *Para que serve o hormônio Cortisol*. 2017. <<https://www.tuasaude.com/cortisol/>>. Acessado em 25/01/2019.
- GOVERNO. *Diabetes Atinge 9 Milhões de Brasileiros*. 2015. <<http://www.brasil.gov.br/saude/2015/07/diabetes-atinge-9-milhoes-de-brasileiros>>. Acessado em 19/01/2019.
- IDF. *Diabetes Facts & Figures*. 2017. <<https://www.idf.org/aboutdiabetes/what-is-diabetes/facts-figures.html>>. Acessado em 27/01/2019.
- JOVANOVSKI, E. et al. *Should Viscous Fiber Supplements Be Considered in Diabetes Control? Results From a Systematic Review and Meta-analysis of Randomized Controlled Trials*. 2019. <<http://care.diabetesjournals.org/content/early/2019/01/03/dc18-1126>>. Acessado em 16/01/2019.

KALSCHEUER, H. et al. *Como o Avanço da Tecnologia Beneficia a Medicina*. 2018. <<https://exame.abril.com.br/negocios/dino/como-o-avanco-da-tecnologia-beneficia-a-medicina/>>. Acessado em 19/01/2019.

LATHI, B. P. *Sinais e Sistemas Lineares*. Porto Alegre, Brasil: Bookman, 2007. 88 p.

LIMA, F. *Diabetes Mellitus*. 2009. <<https://www.infoescola.com/doencas/diabetes-mellitus/>>. Acessado em 22/01/2019.

LISBÔA, H. *Número de diabéticos no Brasil deve dobrar nos próximos 30 anos*. 2018. <<https://noticias.r7.com/saude/numero-de-diabeticos-no-brasil-deve-dobrar-nos-proximos-30-anos-02092018>>. Acessado em 27/01/2019.

MUSA-VELOSO, K.; LIKHODII, S. S.; CUNNANE, S. C. Breath acetone is a reliable indicator of ketosis in adults consuming ketogenic meals. *The American Journal of Clinical Nutrition*, v. 76, p. 65–70, 2002.

MÜLLER, M. *O Mapa do Diabetes no Brasil*. 2017. <<https://www.ictq.com.br/varejo-farmaceutico/745-o-mapa-do-diabetes-no-brasil>>. Acessado em 19/01/2019.

PREVIDELLI, A. *As 20 doenças que mais matam no Brasil*. 2013. <<http://exame.abril.com.br/brasil/as-20-doencas-que-mais-matam-no-brasil/>>. Acessado em 10/01/2019.

REIS, V. R. dos. *I2C - Protocolo de Comunicação*. 2014. <<https://www.arduinoobr.com/arduino/i2c-protocolo-de-comunicacao/>>. Acessado em 20/01/2019.

SEDICIAS, S. *Sintomas, Dietas e Riscos da Diabetes Gestacional*. 2019. <<https://www.tuasaude.com/diabetes-gestacional/>>. Acessado em 22/01/2019.

SIEMENS. *Tecnologia é a Chave para o Avanço da Medicina*. 2016. <<https://oglobo.globo.com/economia/tecnologia-a-chave-para-avanco-da-medicina-20026186>>. Acessado em 19/01/2019.

SOUZA, F. *Entendendo as entradas analógicas do arduino*. 2013. <<https://www.embarcados.com.br/arduino-entradas-analogicas/>>. Acessado em 20/01/2019.

THOMSEN, A. *O Que é Arduino?* 2014.

<<https://www.filipeflop.com/blog/o-que-e-arduino/>>. Acessado em 25/01/2019.





## **APÊNDICE A – CÓDIGO TESTE DO LCD**



```
#include <LiquidCrystal.h>

LiquidCrystal lcd(12, 11, 5, 4, 3, 2);

void setup() {
  lcd.begin (16,2);
  lcd.setCursor(0,0);
}

void loop() {
  lcd.clear();
  lcd.print("Bom dia");
  lcd.setCursor(0,1);
  lcd.print("Tudo bem?");
  delay(5000);
}
```



## APÊNDICE B – CÓDIGO TESTE *PUSH BUTTONS*



```

#include <LiquidCrystal.h>

LiquidCrystal lcd(12, 11, 5, 4, 3, 2);

int botaoIniciar = 7; //Botão para fazer a primeira medição
int botaoResetar = 6; //Botão para refazer a medição

int estado1 = LOW;
int estado2 = LOW;
int lendo;
int anterior = HIGH;

boolean primeiraVez = true;
boolean refazer = false;
long time = 0;
long debounce = 200;

void setup(){
  Serial.begin(9600);
  pinMode(botaoIniciar, INPUT);
  pinMode(botaoResetar, INPUT);
  lcd.begin(16, 2);
}

void loop(){
  testeBotao(retornaInput());
  mudaEstadoBotao(retornaInput());
}

void mudaEstadoBotao(int entrada){
  lendo = digitalRead(entrada);
  if(entrada == botaoIniciar){
    if (lendo HIGH && anterior == LOW && millis() - time >
debounce){
      if (estado1 == HIGH)
        estado1 = LOW;
      else{
        estado1 = HIGH;
        time = millis();
      }
    }
  }
}

```

```

    }

    else if(entrada == botaoResetar){
        if (lendo == HIGH && anterior == LOW && millis() - time
> debounce) {
            if (estado2 == HIGH)
                estado2 = LOW;
            else{
                estado2 = HIGH;
                time = millis();
            }
        }
    }
}

```

```

int retornaInput(){
    int input1 = digitalRead(botaoIniciar);
    int input2 = digitalRead(botaoResetar);
    if(input1 == HIGH){
        return botaoIniciar;
    }
    else if( input2 == HIGH){
        return botaoResetar;
    }
}

```

```

void testeBotao(int entrada){
    if(primeiraVez == true){
        lcd.setCursor(0,0);
        lcd.print("Aperte o botao1");
        lcd.setCursor(0,1);
        lcd.print("e depois sobre");
        delay(1000);

        if(entrada == botaoIniciar){
            lcd.clear();
            lcd.setCursor(0,0);
            lcd.print("botaoIniciar apertado");
            delay(1000);
            lcd.clear();
            primeiraVez = false;
        }
    }
}

```



```
    }  
  }  
  
  else {  
    refazer = true;  
    lcd.setCursor(0,0);  
    lcd.print("para refazer");  
    lcd.setCursor(0,1);  
    lcd.print("aperte botao2");  
    delay(1000);  
  
    if(refazer == true){  
      if(entrada == botaoResetar){  
        lcd.clear();  
        lcd.setCursor(0,0);  
        lcd.print("botaoResetar apertado");  
        delay(1000);  
        lcd.clear();  
      }  
    }  
  }  
}
```



## **APÊNDICE C - CÓDIGO TESTE DHT11**



```

#include <LiquidCrystal.h>

#include "DHT.h"
#include <math.h>

LiquidCrystal lcd(12, 11, 5, 4, 3, 2);

#define DHTPIN 8

#define DHTTYPE DHT11 // DHT 11

DHT dht(DHTPIN, DHTTYPE);

int dht11pin = 7;
int estado1 = 0;
int lendo;
int anterior = 1;

long time = 0;
long debounce = 200;

void setup(){
  Serial.begin(9600);
  pinMode(dht11pin, INPUT);
  lcd.begin(16, 2);
  lcd.setCursor(0,0);
  lcd.print("DHT11");
  dht.begin();
}

void loop(){
  mudaEstadoBotao();
  telaInicial();
}

void mudaEstadoBotao(){
  lendo = digitalRead(dht11pin);
  if (lendo == HIGH anterior == LOW millis() - time >
debounce) {
    if (estado1 == HIGH)
      estado1 = LOW;

```

```

        else
            estado1 = HIGH;
            time = millis();
        }
    }

void telaInicial(){
    if (estado1 == HIGH) {
        delay(2000);

        float h = dht.readHumidity();
        float t = dht.readTemperature();

        if (isnan(h) || isnan(t)) {
            lcd.clear();
            lcd.print("Erro de leitura, ");
            lcd.setCursor(0,1);
            lcd.print("tente novamente");
            delay(5000);
            return;
        }
        else {
            lcd.clear();
            lcd.setCursor(0, 0);
            lcd.print("Umidade: ");
            lcd.print(h);
            lcd.print("%");
            lcd.setCursor(0, 1);
            lcd.print("Temp: ");
            lcd.print(t);
            lcd.print("C");
            delay(5000);
            if(t<=15){
                lcd.clear();
                lcd.print("Que frio!");
                delay(5000);
            }
            else if(t>=26){
                lcd.clear();
                lcd.print("Que calor!");
                delay(5000);
            }
        }
    }
}

```

```
    }  
    else{  
        lcd.clear();  
        lcd.print("Dia agradavel");  
        delay(5000);  
    }  
}  
}  
if(estado1 == LOW){  
    lcd.clear();  
    lcd.setCursor(0,0);  
    lcd.print("aperte o botao");  
}  
Serial.println(estado1);  
delay(2000);  
anterior = lendo;  
}
```





## APÊNDICE D – CÓDIGO FINAL



```

#include <LiquidCrystal.h>

#include "DHT.h"

#include <math.h>

LiquidCrystal lcd(12, 11, 5, 4, 3, 2);

#define DHTPIN 8

#define DHTTYPE DHT11 // DHT 11

int gasPin = A0;

DHT dht(DHTPIN, DHTTYPE);

int botaoMedir = 7;
int botaoRefazer = 6;

int estado1 = LOW;
int estado2 = LOW;
int lendo;
int anterior = HIGH;

int valor = 0;
int medPPM;
float MGLD = 0;

boolean primeiraVez = true;
boolean refazer = false;
boolean completado;

float r0 = 1500;

long time = 0;
long debounce = 200;

float temperaturaDHT11;
float umidadeDHT11;

int medicoes[4];

```

```

int tempMaxMedida;
int tempControle;

float fatorDeEscala;

void setup(){
    Serial.begin(9600);
    lcd.begin(16, 2);
    lcd.setCursor(0,0);
    dht.begin();
    telaDeApresentacao();
}

void loop(){
    testeBotao(retornaInput());
    mudaEstadoBotao(retornaInput());
}

void mudaEstadoBotao(int entrada){
    lendo = digitalRead(entrada);

    if(entrada == botaoMedir){
        if (lendo == HIGH && anterior == LOW && millis() -
time > debounce) {
            if (estado1 == HIGH)
                estado1 = LOW;
            else{
                estado1 = HIGH;
                time = millis();
            }
        }
    }

    else if(entrada == botaoRefazer){
        if (lendo == HIGH && anterior == LOW && millis() -
time > debounce) {
            if (estado2 == HIGH)
                estado2 = LOW;
            else{
                estado2 = HIGH;
                time = millis();
            }
        }
    }
}

```

```

    }
  }
}

int retornaInput(){
  int input1 = digitalRead(botaoMedir);
  int input2 = digitalRead(botaoRefazer);
  if(input1 == HIGH){
    return botaoMedir;
  }
  else if( input2 == HIGH){
    return botaoRefazer;
  }
}

void testeBotao(int entrada){
  if(primeiraVez == true){
    lcd.setCursor(0,0);
    lcd.print("assopre por 5s");
    lcd.setCursor(0,1);
    lcd.print("e aperte botao1");

    if(entrada == botaoMedir){
      primeiraVez = false;
      completado = false;
      ajusteMedida();
    }
  }
  else {
    refazer = true;
    lcd.setCursor(0,0);
    lcd.print("refazer: assopre");
    lcd.setCursor(0,1);
    lcd.print("e aperte botao2");

    if(refazer == true){
      refazer = false;
      if(entrada == botaoRefazer){
        completado = false;
        ajusteMedida();
      }
    }
  }
}

```

```

    }
  }
}

```

```

void telaDeApresentacao(){
  lcd.setCursor(0,0);
  lcd.print("Seja bem vindo");
  delay(400);
  lcd.clear();
  lcd.setCursor(0,0);
  lcd.print("Aguarde");
  delay(400);
  lcd.setCursor(0,1);
  lcd.print("Aquecendo...");
  delay(60000);
  lcd.clear();
}

```

```

void lerTGS(){
  delay (10000);
  valor = analogRead(gasPin);
}

```

```

int fatorCorrecao(int valor){
  float fatorDeEsacala;
  float umidadeAtual = dht.readHumidity();

  float temperaturaAtual = dht.readTemperature();

  fatorDeEscala = ((temperaturaAtual * (-0.02635) ) + (umi-
dadeAtual * (-0.00572) ) + 2.04353 );

  float valorCorrigido = valor * fatorDeEscala;

  int valorFinal = (int)valorCorrigido;

  return valorFinal;
}

float medirTensao(int medida){

```

```

    float constante = 0.0048875;
    float tensaoCalculada = (medida * constante);
    return tensaoCalculada;
}

float medirRes(int medida){
    float resistencia = ((5/medirTensao(medida) - 1) * 10000);
    return resistencia;
}

void ajusteMedida(){
    lerTGS();
    tempControle = fatorCorrecao(valor);
    medPPM = resParaPPM(medirRes(tempControle));
    MGLD = conversaoMGDL(medPPM);
    printarResultado();
}

int resParaPPM(float resistencia){
    float ppm;
    int resultado;
    float valorCalculado = ((log10(resistencia/r0)*-1.2559)+2.49498);
    ppm = pow(10, valorCalculado);
    resultado = (int)ppm;
    return resultado;
}

float conversaoMGDL(float ppm){
    float mgdl = (ppm / 10.00);
    return mgdl;
}

void printarResultado(){
    lcd.clear();
    lcd.setCursor(0,0);
    lcd.print("Resultado mg/dL:");
    lcd.setCursor(0,1);
    lcd.print(MGLD);
    delay(20000);
    lcd.clear();
    if (MGLD > 40.00){

```

```
    lcd.setCursor(0,0);  
    lcd.print("Cheque a sua");  
    lcd.setCursor(0,1);  
    lcd.print("glicose");  
    delay(20000);  
    lcd.clear();  
  }  
}
```



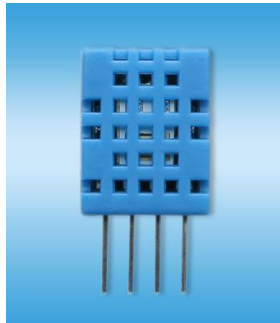
## **ANEXO A - DATASHEET DTH11**



# AOSONG

## Temperature and humidity module

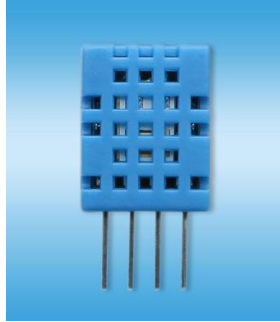
### DHT11 Product Manual



[www.aosong.com](http://www.aosong.com)

### 1、Product Overview

DHT11 digital temperature and humidity sensor is a composite Sensor contains a calibrated digital signal output of the temperature and humidity. Application of a dedicated digital modules collection technology and the temperature and humidity sensing technology, to ensure that the product has high reliability and excellent long-term stability. The sensor includes a resistive sense of wet components and an NTC temperature measurement devices, and connected with a high-performance 8-bit microcontroller.



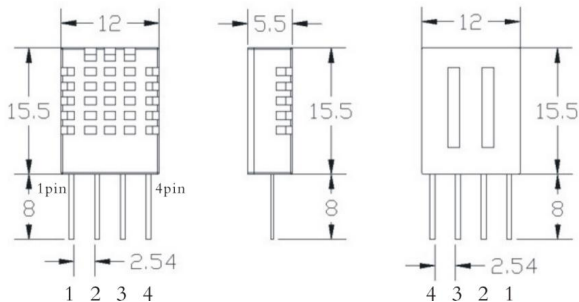
### 2、Applications

HVAC, dehumidifier, testing and inspection equipment, consumer goods, automotive, automatic control, data loggers, weather stations, home appliances, humidity regulator, medical and other humidity measurement and control.

### 3、Features

Low cost, long-term stability, relative humidity and temperature measurement, excellent quality, fast response, strong anti-interference ability, long distance signal transmission, digital signal output, and precise calibration.

### 4、Dimensions (unit: mm)



## 5、Product parameters

Relative humidity

Resolution: 16Bit

Repeatability:  $\pm 1\%$  RH

Accuracy: At 25°C  $\pm 5\%$  RH

Interchangeability: fully interchangeable

Response time: 1 / e (63%) of 25°C 6s

1m / s air 6s

Hysteresis:  $< \pm 0.3\%$  RH

Long-term stability:  $< \pm 0.5\%$  RH / yr in

Temperature

Resolution: 16Bit

Repeatability:  $\pm 0.2^\circ\text{C}$

Range: At 25°C  $\pm 2^\circ\text{C}$

Response time: 1 / e (63%) 10S

Electrical Characteristics

Power supply: DC 3.5 ~ 5.5V

Supply Current: measurement 0.3mA standby 60 $\mu$  A

Sampling period: more than 2 seconds

Pin Description

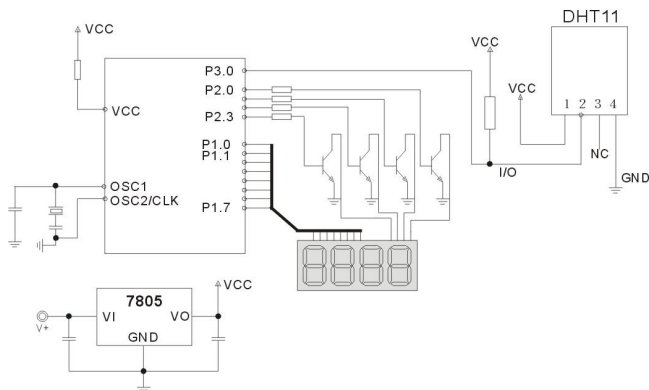
1, the VDD power supply 3.5 ~ 5.5V DC

2 DATA serial data, a single bus

3, NC, empty pin

4, GND ground, the negative power

### 6、Typical circuit



Microprocessor and DHT11 of connection typical application circuit as shown above, DATA pull the microprocessor I / O ports are connected.

1. Typical application circuit recommended in the short cable length of 20 meters on the 5.1K pull-up resistor, the resistance of greater than 20 meters under the pull-up resistor on the lower of the actual situation.
2. When using a 3.5V voltage supply cable length shall not be greater than 20cm. Otherwise, the line voltage drop will cause the sensor power supply shortage, caused by measurement error.
3. Each read out the temperature and humidity values are the results of the last measurement For real-time data, sequential read twice, but is not recommended to repeatedly read the sensors, each read sensor interval is greater than 5 seconds can be obtained accurate data.

### 7、Serial communication instructions (single-wire bi-directional)

#### ◎Single bus Description

DHT11 uses a simplified single-bus communication. Single bus that only one data line, the system of data exchange, control by a single bus to complete. Device (master or slave) through an open-drain or tri-state port connected to the data line to allow the device does not send data to release the bus, while other devices use the bus; single bus usually require an external one about 5.1k $\Omega$  pull-up resistor, so that when the bus is idle, its status is high. Because they are the master-slave structure, and only when the host calls the slave, the slave can answer, the host access devices must strictly follow the single-bus sequence, if the chaotic sequence, the device will not respond to the host.

#### ◎Single bus to transfer data defined

DATA For communication and synchronization between the microprocessor and DHT11, single-bus data format, a transmission of 40 data, the high first-out.

Data format:

The 8bit humidity integer data + 8bit the Humidity decimal data +8 bit temperature integer data + 8bit fractional temperature data +8 bit parity bit.

◎Parity bit data definition

“8bit humidity integer data + 8bit humidity decimal data +8 bit temperature integer data + 8bit temperature fractional data” 8bit checksum is equal to the results of the last eight.

Example 1: 40 data is received:

<u>0011 0101</u>	<u>0000 0000</u>	<u>0001 1000</u>	<u>0000 0000</u>	<u>0100 1101</u>
High humidity 8	Low humidity 8	High temp. 8	Low temp. 8	Parity bit

Calculate;

$0011\ 0101 + 0000\ 0000 + 0001\ 1000 + 0000\ 0000 = 0100\ 1101$

Received data is correct;

Humidity:  $0011\ 0101 = 35H = 53\%RH$

Temperature:  $0001\ 1000 = 18H = 24^{\circ}C$

Example 2: 40 data is received:

<u>0011 0101</u>	<u>0000 0000</u>	<u>0001 1000</u>	<u>0000 0000</u>	<u>0100 1001</u>
High humidity 8	Low humidity 8	High temp. 8	Low temp. 8	Parity bit

Calculate;

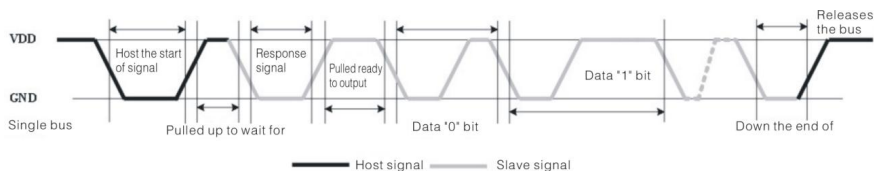
$0011\ 0101 + 0000\ 0000 + 0001\ 1000 + 0000\ 0000 = 0100\ 1101$

$01001101 \neq 0100\ 1001$

The received data is not correct, give up, to re-receive data.

◎Data Timing Diagram

User host (MCU) to send a signal, DHT11 converted from low-power mode to high-speed mode, until the host began to signal the end of the DHT11 send a response signal to send 40bit data, and trigger a letter collection. The signal is sent as shown.



Data Timing Diagram

Note: The host reads the temperature and humidity data from DHT11 always the last measured value, such as twice the measured interval of time is very long, continuous read twice to the second value of real-time temperature and humidity values.

### ©Peripherals read steps

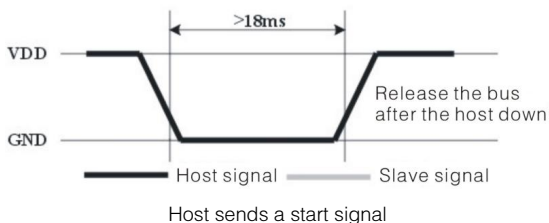
Communication between the master and slave can be done through the following steps (peripherals (such as microprocessors) read DHT11 the data of steps).

#### Step 1:

After power on DHT11 (DHT11 on after power to wait 1S across the unstable state during this period can not send any instruction), the test environment temperature and humidity data, and record the data, while DHT11 the DATA data lines pulled by pull-up resistor has been to maintain high; the DHT11 the DATA pin is in input state, the moment of detection of external signals.

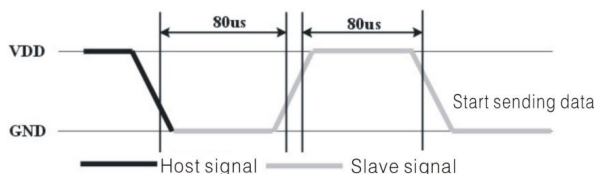
#### Step 2:

Microprocessor I / O set to output at the same time output low, and low hold time can not be less than 18ms, then the microprocessor I / O is set to input state, due to the pull-up resistor, a microprocessor/ O DHT11 the DATA data lines also will be high, waiting DHT11 to answer signal, send the signal as shown:



#### Step 3:

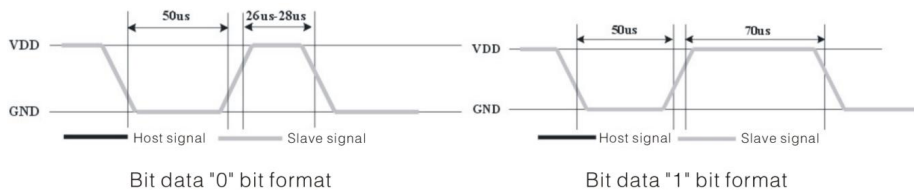
DATA pin is detected to an external signal of DHT11 low, waiting for external signal low end the delay DHT11 DATA pin in the output state, the output low of 80 microseconds as the response signal, followed by the output of 80 micro-seconds of high notification peripheral is ready to receive data, the microprocessor I / O at this time in the input state is detected the I / O low (DHT11 response signal), wait 80 microseconds high data receiving and sending signals as shown:



#### Step 4:

Output by DHT11 the DATA pin 40, the microprocessor receives 40 data bits of data "0" format: the low level of 50 microseconds and 26–28 microseconds according to the changes in the I / O levellevel, bit data "1" format: the high level of low plus, 50 microseconds to 70 microseconds. Bit data "0", "1" signal format as shown:





End signal:

Continue to output the low 50 microseconds after DHT11 the DATA pin output 40 data, and changed the input state, along with pull-up resistor goes high. But DHT11 internal re-test environmental temperature and humidity data, and record the data, waiting for the arrival of the external signal.

### 8、Application of information

#### 1. Work and storage conditions

Outside the sensor the proposed scope of work may lead to temporary drift of the signal up to 300%RH. Return to normal working conditions, sensor calibration status will slowly toward recovery. To speed up the recovery process may refer to "resume processing". Prolonged use of non-normal operating conditions, will accelerate the aging of the product.

Avoid placing the components on the long-term condensation and dry environment, as well as the following environment.

A, salt spray

B, acidic or oxidizing gases such as sulfur dioxide, hydrochloric acid

Recommended storage environment

Temperature: 10 ~ 40 °C Humidity: 60% RH or less

#### 2. The impact of exposure to chemicals

The capacitive humidity sensor has a layer by chemical vapor interference, the proliferation of chemicals in the sensing layer may lead to drift and decreased sensitivity of the measured values. In a pure environment, contaminants will slowly be released. Resume processing as described below will accelerate this process. The high concentration of chemical pollution (such as ethanol) will lead to the complete damage of the sensitive layer of the sensor.

#### 3. The temperature influence

Relative humidity of the gas to a large extent dependent on temperature. Therefore, in the measurement of humidity, should be to ensure that the work of the humidity sensor at the same temperature. With the release of heat of electronic components share a printed circuit board, the installation should be as far as possible the sensor away from the electronic components and mounted below the heat source, while maintaining good ventilation of the enclosure. To reduce the thermal conductivity sensor and printed circuit board copper plating should be the smallest possible, and leaving a gap between the two.

#### 4. Light impact

Prolonged exposure to sunlight or strong ultraviolet radiation, and degrade performance.

### 5. Resume processing

Placed under extreme working conditions or chemical vapor sensor, which allows it to return to the status of calibration by the following handler. Maintain two hours in the humidity conditions of 45°C and <10% RH (dry); followed by 20–30°C and > 70% RH humidity conditions to maintain more than five hours.

### 6. Wiring precautions

The quality of the signal wire will affect the quality of the voltage output, it is recommended to use high quality shielded cable.

### 7. Welding information

Manual welding, in the maximum temperature of 300°C under the conditions of contact time shall be less than 3 seconds.

### 8. Product upgrades

Details, please the consultation Aosong electronics department.

## 9、The license agreement

Without the prior written permission of the copyright holder, shall not in any form or by any means, electronic or mechanical (including photocopying), copy any part of this manual, nor shall its contents be communicated to a third party. The contents are subject to change without notice.

The Company and third parties have ownership of the software, the user may use only signed a contract or software license.

## 10、Warnings and personal injury

This product is not applied to the safety or emergency stop devices, as well as the failure of the product may result in injury to any other application, unless a particular purpose or use authorized. Installation, handling, use or maintenance of the product refer to product data sheets and application notes. Failure to comply with this recommendation may result in death and serious personal injury. The Company will bear all damages resulting personal injury or death, and waive any claims that the resulting subsidiary company managers and employees and agents, distributors, etc. that may arise, including: a variety of costs, compensation costs, attorneys' fees, and so on.

## 11、Quality Assurance

The company and its direct purchaser of the product quality guarantee period of three months (from the date of delivery). Publishes the technical specifications of the product data sheet shall prevail. Within the warranty period, the product was confirmed that the quality is really defective, the company will provide free repair or replacement. The user must satisfy the following conditions:

- ① The product is found defective within 14 days written notice to the Company;
- ② The product shall be paid by mail back to the company;
- ③ The product should be within the warranty period.

The Company is only responsible for those used in the occasion of the technical condition of the product defective product. Without any guarantee, warranty or written statement of its products used in special applications. Company for its products applied to the reliability of the product or circuit does not make any commitment.

## **ANEXO B – DATASHEET TGS822**



# TGS 822 - for the detection of Organic Solvent Vapors

### Features:

- \* High sensitivity to organic solvent vapors such as ethanol
- \* High stability and reliability over a long period
- \* Long life and low cost
- \* Uses simple electrical circuit

### Applications:

- \* Breath alcohol detectors
- \* Gas leak detectors/alarms
- \* Solvent detectors for factories, dry cleaners, and semiconductor

The sensing element of Figaro gas sensors is a tin dioxide ( $\text{SnO}_2$ ) semiconductor which has low conductivity in clean air. In the presence of a detectable gas, the sensor's conductivity increases depending on the gas concentration in the air. A simple electrical circuit can convert the change in conductivity to an output signal which corresponds to the gas concentration.

The TGS 822 has high sensitivity to the vapors of organic solvents as well as other volatile vapors. It also has sensitivity to a variety of combustible gases such as carbon monoxide, making it a good general purpose sensor. Also available with a ceramic base which is highly resistant to severe environments as high as  $200^\circ\text{C}$  (model# TGS 823).



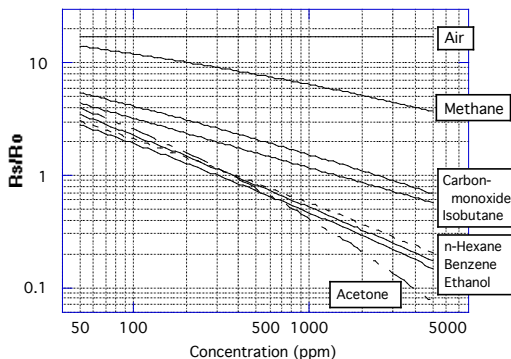
The figure below represents typical sensitivity characteristics, all data having been gathered at standard test conditions (see reverse side of this sheet). The Y-axis is indicated as sensor resistance ratio ( $R_s/R_o$ ) which is defined as follows:

$R_s$  = Sensor resistance of displayed gases at various concentrations  
 $R_o$  = Sensor resistance in 300ppm ethanol

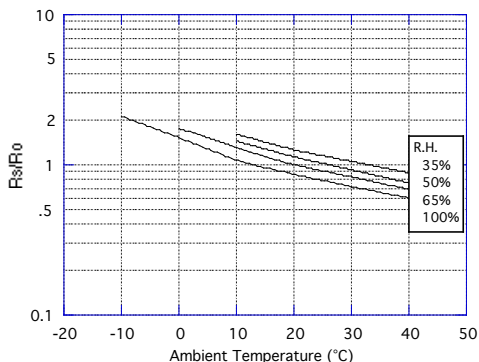
The figure below represents typical temperature and humidity dependency characteristics. Again, the Y-axis is indicated as sensor resistance ratio ( $R_s/R_o$ ), defined as follows:

$R_s$  = Sensor resistance at 300ppm of ethanol at various temperatures/humidities  
 $R_o$  = Sensor resistance at 300ppm of ethanol at  $20^\circ\text{C}$  and 65% R.H.

### Sensitivity Characteristics:

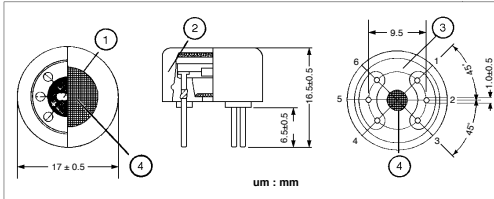


### Temperature/Humidity Dependency:



**IMPORTANT NOTE:** OPERATING CONDITIONS IN WHICH FIGARO SENSORS ARE USED WILL VARY WITH EACH CUSTOMER'S SPECIFIC APPLICATIONS. FIGARO STRONGLY RECOMMENDS CONSULTING OUR TECHNICAL STAFF BEFORE DEPLOYING FIGARO SENSORS IN YOUR APPLICATION AND, IN PARTICULAR, WHEN CUSTOMER'S TARGET GASES ARE NOT LISTED HEREIN. FIGARO CANNOT ASSUME ANY RESPONSIBILITY FOR ANY USE OF ITS SENSORS IN A PRODUCT OR APPLICATION FOR WHICH SENSOR HAS NOT BEEN SPECIFICALLY TESTED BY FIGARO.

### Structure and Dimensions:



- ① Sensing Element:  
SnO<sub>2</sub> is sintered to form a thick film on the surface of an alumina ceramic tube which contains an internal heater.
- ② Cap:  
Nylon 66
- ③ Sensor Base:  
Nylon 66
- ④ Flame Arrestor:  
100 mesh SUS 316 double gauze

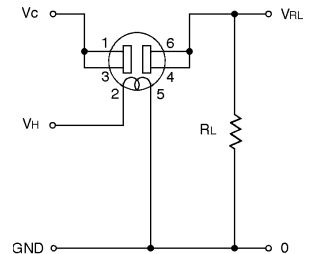
### Pin Connection and Basic Measuring Circuit:

The numbers shown around the sensor symbol in the circuit diagram at the right correspond with the pin numbers shown in the sensor's structure drawing (above). When the sensor is connected as shown in the basic circuit, output across the Load Resistor ( $V_{RL}$ ) increases as the sensor's resistance ( $R_s$ ) decreases, depending on gas concentration.

### Standard Circuit Conditions:

Item	Symbol	Rated Values	Remarks
Heater Voltage	$V_H$	$5.0 \pm 0.2V$	AC or DC
Circuit Voltage	$V_C$	Max. 24V	DC only $P_s \leq 15mW$
Load Resistance	$R_L$	Variable	$0.45k\Omega$ min.

### Basic Measuring Circuit:



### Electrical Characteristics:

Item	Symbol	Condition	Specification
Sensor Resistance	$R_s$	Ethanol at 300ppm/air	$1k\Omega \sim 10k\Omega$
Change Ratio of Sensor Resistance	$R_s/R_0$	$\frac{R_s(\text{Ethanol at 300ppm/air})}{R_s(\text{Ethanol at 50ppm/air})}$	$0.40 \pm 0.10$
Heater Resistance	$R_H$	Room temperature	$38.0 \pm 3.0\Omega$
Heater Power Consumption	$P_H$	$V_H=5.0V$	660mW (typical)

### Standard Test Conditions:

TGS 822 complies with the above electrical characteristics when the sensor is tested in standard conditions as specified below:

Test Gas Conditions:  $20^\circ \pm 2^\circ C$ ,  $65 \pm 5\% R.H.$   
 Circuit Conditions:  $V_C = 10.0 \pm 0.1V$  (AC or DC),  
 $V_H = 5.0 \pm 0.05V$  (AC or DC),  
 $R_L = 10.0k\Omega \pm 1\%$   
 Preheating period before testing: More than 7 days

Sensor Resistance ( $R_s$ ) is calculated by the following formula:

$$R_s = \left( \frac{V_C}{V_{RL}} - 1 \right) \times R_L$$

Power dissipation across sensor electrodes ( $P_s$ ) is calculated by the following formula:

$$P_s = \frac{V_C^2 \times R_s}{(R_s + R_L)^2}$$

### FIGARO USA, INC.

121 S. Wilke Rd. Suite 300  
 Arlington Heights, IL 60005  
 Phone: (847)-832-1701  
 Fax: (847)-832-1705  
 email: figarousa@figarosensor.com

For information on warranty, please refer to Standard Terms and Conditions of Sale of Figaro USA Inc.